UNIVERSITÉ DE BORDEAUX

FACULTÉ DE MÉDECINE ET DE PHARMACIE

1933-1934. — N° 127

CONTRIBUTION A L'ÉTUDE DES INJECTIONS OPAQUES EN RADIO-ANATOMIE

Travail du Laboratoire d'Anatomie et de Clinique d'Electricité médicale de la Faculté de Médecine de Bordeaux.

THÈSE POUR LE DOCTORAT EN MÉDECINE

présentée et soutenue publiquement le Vendredi 13 Avril 1934

PAR

André COLAS

PRÉPARATEUR AU CENTRE DU CANCER DE BORDEAUX ET DU SUD-OUEST

Né à FAYE-LA-VINEUSE (Indre-et-Loire), le 26 avril 1902.

Examinateurs de la Thèse

MM. VILLEMIN, professeur..... *Président.*

RÉCHOU, professeur..... } *Juges.*

DUFOUR, agrégé..... } *Juges.*

WANGERMEZ, agrégé..... } *Juges.*

BORDEAUX

IMPRIMERIE-LIBRAIRIE DE L'UNIVERSITÉ

Y. CADORET. DELMAS. SUCCESSEUR

6, Place Saint-Christoly

1934

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41543914_0026

UNIVERSITÉ DE BORDEAUX

FACULTÉ DE MÉDECINE ET DE PHARMACIE

1933-1934. — N° 127

CONTRIBUTION A L'ÉTUDE DES INJECTIONS OPAQUES EN RADIO-ANATOMIE

Travail du Laboratoire d'Anatomie et de Clinique d'Electricité médicale de la Faculté de Médecine de Bordeaux.

THÈSE POUR LE DOCTORAT EN MÉDECINE

présentée et soutenue publiquement le Vendredi 13 Avril 1934

PAR

André COLAS

PRÉPARATEUR AU CENTRE DU CANCER DE BORDEAUX ET DU SUD-OUEST

Né à FAYE-LA-VINEUSE (Indre-et-Loire), le 26 avril 1902.

Examinateurs de la Thèse

MM. VILLEMIN, professeur..... *Président.*

RÉCHOU, professeur..... } *Juges.*

DUFOUR, agrégé..... } *Juges.*

WANGERMEZ, agrégé..... } *Juges.*

BORDEAUX

IMPRIMERIE-LIBRAIRIE DE L'UNIVERSITÉ

Y. CADORET, DELMAS, SUCCESSEUR

6, Place Saint-Christoly

1934

FACULTÉ DE MÉDECINE ET DE PHARMACIE DE BORDEAUX

M. SIGALAS..... Doyen.

PROFESSEURS HONORAIRES :

MM. POUSSON, MOURE, W. DUBREUILH, RIVIÈRE, BARTHE, DENIGÈS, AUCHÉ, SELLIER, BEILLE, CASSAËT

PROFESSEURS

	MM.		MM.
Clinique médicale	MAURIAC.	Zoologie et parasitologie	MANDOUL.
id.	DUPÉRIÉ.	Médecine expérimentale	AUBERTIN.
Clinique chirurgicale	CHAVANNAZ.	Clinique ophtalmologique	TEULIÈRES.
id.	BÉGOUIN.	Clinique chirurg. infantile et orthopédie	ROCHER.
Pathologie et thérapeutiques générales	CARLES.	Clinique gynécologique	GUYOT.
Clinique d'accouchements	ANDÉRODIAS.	Clinique méd. des maladies des enfants	CRUCHET.
Anatomie pathol. et microscopie clinique	SABRAZÈS.	Chimie biologique et médicale	DELAUNAY.
Anatomie	VILLEMIN.	Physique médicale et pharmaceutique	SIGALAS.
Anatomie générale et histologie	G. DUBREUIL.	Médec. coloniale et clin. des mal. exotiques	BONNIN.
Physiologie	PACHON	Clinique des malad. cutanées et syphilitiques	PETGES.
Hygiène	LEURET.	Clinique des maladies des voies urinaires	DUVERGEY
Médecine légale et déontologie	LANDE.	Clinique des malad. nerveuses et mentales	ABADIE.
Electroradiologie et clin. d'électricité médic.	RÉCHOU.	Clinique d'oto-rhino-laryngologie	PORTMANN.
Chimie	CHELLE.	Toxicologie et hygiène appliquée	LABAT.
Botanique et matière médicale	GOLSE.	Hydrologie thérapeutique et climatologie	CREYX.
Pharmacie	DUPOUY.	Clinique dentaire	CAVALIÉ.

MM MICHELEAU (Médecine générale). MURATET (Anatomie pathologique). LACOSTE (Histologie). PERY (Obstétrique). PERRENS (Maladies mentales). PAPIN (Chirurgie générale). R. SIGALAS (Parasitologie et sciences naturelles). JEANNENEY (Chirurgie générale).

AGRÉGÉS EN EXERCICE :

	MM.		MM.
Anatomie	DUBECQ.	Chirurgie générale	CHARRIER.
id.	DUFOUR.	id.	LOUBAT.
Physiologie	FABRE.	Obstétrique	RIVIÈRE.
Médecine générale	DAMADE.	Ophtalmologie	BEAUVIEUX.
id.	PIÉCHAUD.	Physique médicale	WANGERMEZ.
id.	DELMAS-MARSALET.	Dermatologie et syphiligraphie	JOULIA.
id.	DE GRAILLY.	Oto-rhino-laryngologie	DESPONS.
id.	FONTAN.	Chimie générale pharmaceut. et toxicologie	VITTE

COURS COMPLÉMENTAIRES :

	MM.		MM.
Médecine opératoire	PAPIN.	Puériculture	FAUGÈRE.
Physiologie	FABRE.	Démonstrations et préparations pharmac.	N.
Pathologie médicale	DELMAS-MARSALET.	Zoologie et parasitologie	R. SIGALAS.
Accouchements	RIVIÈRE.		

Ophtalmologie ..... MM. CABANNES (en congé).
Orthopédie chez l'adulte, pour les accidentés du travail, les mutilés de guerre et les infirmes. N.
Cours complémentaire annexe. — Prothèse et rééducation professionnelle ..... GOURDON.
id. Clinique dentaire ..... DELGUEL.

Par délibération du 5 août 1879, la Faculté a arrêté que les opinions émises dans les Thèses qui lui sont présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, et qu'elle entend ne leur donner ni approbation ni improbation.

R. UNIV. BIBLIOTHEEK LEIDEN

A LA MEMOIRE DE MON PERE

Dont je saurai me rendre digne.

A MA MERE

En témoignage de ma profonde affection.

A MA FEMME

A TOUS LES MIENS

A MES CAMARADES DU LABORATOIRE D'ANATOMIE

A MES CAMARADES DU CENTRE DU CANCER
DE BORDEAUX ET DU SUD-OUEST DE LA FRANCE

A MES CAMARADES DE LA CLINIQUE
D'ELECTRICITE MEDICALE

A MES CAMARADES DES HOPITAUX
A MES CAMARADES DE LA FACULTE

A MES CAMARADES DU M. C. B.

Je serai toujours avec vous pour la recherche et la défense des vraies formules sportives.

A Monsieur le Docteur GUGLIELMI

Qui m'a repêché, si j'ose m'exprimer ainsi, à un moment critique.

A MES MAITRES DES HOPITAUX

A MES MAITRES DE LA FACULTE

A Monsieur le Professeur agrégé WANGERMEZ

Radiologiste des Hôpitaux,
Licencié ès sciences physiques.

Qui fut plutôt pour moi un camarade, et dont la sollicitude et les conseils m'ont toujours été d'un si grand secours. Qu'il trouve ici un hommage rendu à ses grandes qualités.

A Monsieur le Professeur agrégé DUFOUR

Chef des travaux anatomiques,
Chirurgien des Hôpitaux,
Croix de guerre,

Dont la science, le dévouement, la modestie, sont à citer en exemple.

A Monsieur le Professeur G. RECHOU

Professeur d'Electroradiologie et de Clinique d'électricité médicale,
Directeur du Centre régional de lutte contre le Cancer
de Bordeaux et du Sud-Ouest,
Docteur ès sciences,
Chevalier de la Légion d'honneur,
Croix de guerre,
Officier de l'Instruction publique.

Mon cher Maître,

Vous m'avez accueilli à la Clinique d'électricité alors que j'étais en seconde année de médecine. Depuis, sans jamais cesser de me prodiguer les conseils et les encouragements qui ont permis ma formation radiologique, vous m'avez honoré maintes fois de votre confiance. Veuillez trouver ici le témoignage de ma reconnaissance et la certitude de me trouver toujours à vos côtés pour la défense de l'électroradiologie.

A MON MAITRE ET PRESIDENT DE THESE

Monsieur le Professeur F. VILLEMIN

Professeur d'Anatomie à la Faculté de Médecine et de Pharmacie de Bordeaux,
Croix de guerre,
Officier d'Académie.

Mon cher Maître,

Les mots ne peuvent exprimer tout ce que je vous dois. Non seulement vous m'avez prodigué les conseils qui m'ont aidé à me discipliner l'esprit et à juger sainement choses et gens, mais vous m'avez donné au cours de mes études médicales de telles preuves d'affection que je ne saurais vous en remercier autrement qu'en vous vouant une reconnaissance presque filiale.

CONTRIBUTION A L'ÉTUDE

DES

INJECTIONS OPAQUES

EN RADIO-ANATOMIE

INTRODUCTION

Depuis que Roentgen, en 1895, à la suite de la découverte des rayons X, en eut défini les propriétés essentielles, les anatomistes et les radiologistes les ont utilisés pour préciser les dispositions anatomiques des organes et des sytèmes, par l'étude des contrastes soit naturels, soit artificiels, que ces rayons permettent d'obtenir.

Les méthodes les plus couramment employées pour rendre opaques artificiellement les organes creux ou les vaisseaux ont été celles qui consistaient à introduire à l'intérieur de ceux-ci des masses réplétives dont l'élément essentiel était représenté par un corps opaque.

Mais, la plupart du temps, les corps utilisés furent choisis empiriquement, les opérateurs se basant sur leur expérience ou sur celle de leurs prédécesseurs, sans chercher autrement que par tâtonnements à établir une liaison entre l'opacité de ces corps, celle des pièces où ils étaient introduits et les différents contrastes à obtenir.

Il s'ensuit que très souvent les résultats obtenus ont été insuffisants et que, jusqu'à présent, il n'existe aucune méthode basée sur des données physiques rationnelles.

Pour obtenir une masse opaque susceptible d'être introduite dans les organes ou dans les vaisseaux, il faut tenir compte d'un certain nombre de conditions physiques que doivent remplir le corps opaque lui-même et les substances qui servent à le véhiculer.

Ce sont ces conditions que nous étudierons dans un premier chapitre, en montrant : d'abord, les relations mathématiques qui, dans l'état actuel de la science, permettent de définir et de comparer l'opacité des corps, pour en dégager des formules pratiques applicables à l'obtention de contrastes nettement définis; ensuite, en signalant les lois auxquelles sont soumises les substances opaques au cours de leur pénétration à l'intérieur des diverses régions dans lesquelles elles sont introduites.

Dans un deuxième chapitre, nous ferons un exposé critique des masses employées par les différents auteurs, et nous décrirons une méthode personnelle établie d'après les considérations théoriques développées dans la première partie.

Enfin, dans un troisième chapitre, nous parlerons de quelques modifications de technique radiologique dans les recherches sur le cadavre.

CHAPITRE PREMIER

LES BASES PHYSIQUES DES INJECTIONS OPAQUES

Nous ne croyons pas nécessaire de parler longuement de la découverte des rayons X. Nous reproduirons cependant au début de ce chapitre la première communication de W. C. Rœntgen à la Société de Physique et de Médecine de Würzbourg.

« Le 28 décembre 1895 le mémoire suivant a été adressé :

» W. C. Röntgen : *Sur une nouvelle espèce de rayons.*

» (Communication préliminaire.)

» 1. Si l'on fait passer dans un tube de Hittorf, ou dans un tube de Lenard, de Crookes ou un appareil semblable, où le vide soit suffisamment poussé, les décharges d'une forte bobine de Ruhmkorff, et si l'on entoure l'ampoule d'une enveloppe assez serrée de carton mince, on voit, dans la pièce complètement noire, un écran de papier recouvert de platinocyanure de baryum et placé dans le voisinage de l'ampoule devenir vivement lumineux, fluorescent, que la face tournée vers l'appareil soit la face recouverte de platinocyanure ou l'autre. La fluorescence est encore appréciable quand l'écran est à 2 mètres de distance de l'appareil.

» On constate aisément que la cause de la fluorescence se trouve dans l'appareil à décharges et non dans une autre partie du dispositif conducteur.

» 2. Ce qui est le plus remarquable dans ce phénomène, c'est que l'enveloppe de carton noir, qui ne laisse passer aucun rayon visible ou ultra-violet de la lumière du soleil ou de l'arc électrique, se laisse traverser par un agent suscep-

tible de provoquer une vive fluorescence, et ceci conduit tout d'abord à rechercher si d'autres corps possèdent la même propriété.

» On constate bientôt que tous les corps sont perméables à cet agent, mais à des degrés très divers. En voici quelques exemples. Le papier est très transparent [1]; j'ai vu l'écran fluorescent s'illuminer encore nettement derrière un livre relié d'environ 1.000 pages; l'encre d'imprimerie ne paraît pas un obstacle appréciable. La fluorescence se manifeste également derrière un double jeu de whist; une seule carte à jouer placée entre l'appareil et l'écran n'est presque pas perceptible à l'œil. — Une seule feuille de papier d'étain est également à peine visible; ce n'est qu'en superposant plusieurs épaisseurs que l'ombre en apparaît nettement sur l'écran. — Les morceaux de bois épais sont encore transparents; des planches de sapin de 2 à 3 centimètres absorbent très peu. — Une feuille d'aluminium de 15 millimètres environ affaiblit notablement l'action, mais sans supprimer cependant la fluorescence d'une manière totale. — Des disques de caoutchouc durci de plusieurs centimètres laissent encore passer des rayons [2]. — Des plaques de verre de même épaisseur se comportent différemment suivant qu'elles renferment ou non du plomb (flintglass); les verres qui en contiennent sont beaucoup moins transparents que les autres. — Si l'on place la main entre l'appareil à décharges et l'écran, on aperçoit les ombres foncées des os de la main dans l'ombre moins foncée de cette main. — L'eau, le sulfure de carbone et différents autres liquides, examinés dans des récipients de mica, se sont montrés très transparents. — Je n'ai pas pu constater si l'hydrogène est

(1) J'entends par « transparence » d'un corps le rapport de la luminosité de l'écran fluorescent placé directement derrière ce corps à la luminosité de ce même écran exposé dans les mêmes conditions sans interposition du corps considéré. »

« (2) Pour abréger, j'emploierai l'expression de « rayons », et, pour les distinguer des autres, le terme de « rayons X ».

sensiblement plus transparent que l'air. — Derrière des plaques de cuivre, d'argent, de plomb, d'or, de platine, la fluorescence s'observe encore, à condition que l'épaisseur du métal ne soit pas trop grande. Une lame de platine de 0 mm. 2 d'épaisseur est encore transparente; les lames de cuivre et d'argent peuvent être plus épaisses. Le plomb, pour une épaisseur de 1 mm. 5, est sensiblement imperméable, et a souvent été utilisé en raison de cette propriété. — Si l'on prend une tige de bois de section quadrangulaire (20 mm. sur 20), dont l'une des faces est peinte en blanc avec une peinture au plomb, la tige se comporte différemment suivant la position qui lui est donnée entre l'appareil et l'écran : presque sans ombre lorsque les rayons sont dirigés parallèlement à la face recouverte de peinture, la tige projette une ombre foncée lorsque les rayons doivent traverser cette face. — Les sels métalliques, solides ou en solution, peuvent être rangés dans le même ordre que les métaux correspondants, au point de vue de la transparence.

» La fluorescence du platinocyanure de baryum n'est pas la seule propriété manifestée par les rayons X. Il faut noter d'abord que d'autres corps peuvent devenir fluorescents; ainsi, par exemple, les combinaisons calciques dites phosphorescentes, le verre d'urane, le verre ordinaire, le spath calcique, le sel gemme, etc.

» Un fait particulièrement important à divers points de vue est que les plaques photographiques se sont avérées sensibles aux rayons X. On est en mesure de fixer ainsi différents phénomènes, ce qui permet plus facilement d'éviter les erreurs; et chaque fois qu'il y avait lieu, j'ai contrôlé par un cliché photographique les observations importantes que je faisais *de visu* grâce à l'écran fluorescent. »

Cette communication montre que la propriété essentielle des rayons X est de traverser certains corps, alors que d'autres constituent pour eux une barrière infranchissable; ce qui a permis d'admettre, par analogie avec les phéno-

mènes lumineux, que les différents corps se comportent, pour les rayons X, comme s'ils étaient transparents ou opaques. Ce degré d'opacité est, la plupart du temps, mis en évidence par l'intermédiaire de relais représentés par l'écran fluorescent et la plaque photographique.

Il est donc nécessaire de connaître non seulement l'opacité absolue des différents corps que nous aurons à étudier, mais encore leur opacité relative par rapport à celle des substances qui les entourent. C'est d'ailleurs de cette relation que dépendent les divers contrastes appréciables soit à l'examen direct, soit après enregistrement sur une plaque sensible.

L'OPACITE

En 1901, Benoist formulait les lois suivantes régissant l'opacité des corps pour les rayons X :

Première loi : L'opacité spécifique d'un corps pour une quantité donnée de rayons X et pour une épaisseur étalon déterminée est indépendante de l'état physique de ce corps.

Deuxième loi : L'opacité spécifique d'un corps est indépendante du groupement de ses atomes ou molécules.

Troisième loi : L'opacité spécifique d'un corps est indépendante de l'état de liberté ou de combinaison de ses atomes ou molécules.

Quatrième loi : L'opacité spécifique des corps simples, mesurée toujours dans des conditions bien définies, est une fonction déterminée et généralement croissante de leur poids atomique.

Les corps paraissent plus ou moins opaques parce qu'ils produisent un affaiblissement du faisceau incident proportionnel à la quantité de rayons X qui n'ont pu les traverser, autrement dit, qu'ils ont absorbé.

L'absorption.

Cette absorption caractéristique de chaque corps a été étudiée par de nombreux physiciens. Plutôt que de rappeler les différentes théories relatives à ce phénomène fort com-

plexe, nous nous adresserons pour l'analyser aux analogies qu'il présente dans certains cas avec la lumière.

Si on projette un faisceau lumineux à travers une cuve remplie d'une couche progressivement croissante d'eau parfaitement pure et limpide, on ne constate pas d'affaiblissement sensible de la lumière émergente, et il est impossible de repérer l'endroit exact où passe le faisceau lumineux à travers la cuve, celle-ci paraissant uniformément obscure.

Si, maintenant, on trouble cette eau en y introduisant des poussières, on observe aussitôt la formation d'une traînée lumineuse dessinant la trajectoire du faisceau et un affaiblissement de la lumière émergente proportionnel à l'épaisseur du liquide traversé.

C'est que le rayonnement est alors diffusé par le liquide, ou mieux par les grains de poussière qu'il contient en suspension. En effet, chaque grain éparpille de la lumière dans toutes les directions et l'œil peut ainsi en recevoir une partie. De plus, cette lumière paraît blanche et semble de même nature que le rayon incident.

On peut alors dire dans ce cas que l'affaiblissement de la lumière émergente est dû à la diffusion de celle-ci, ou, encore mieux, qu'il y a absorption par diffusion.

Enfin, si on fait tomber dans cette eau mêlée de poussières une goutte de solution concentrée de sulfate de quinine, parfaitement incolore, on aperçoit une forte lueur violette illuminer toute la cuve. Cette lueur est due à la fluorescence. En même temps, on constate un nouvel affaiblissement de la lumière émergente permettant de dire que l'affaiblissement total du rayon lumineux a été causé par deux phénomènes qui s'ajoutent; ou mieux, qu'il y a eu absorption du rayon incident : 1° par diffusion; 2° par fluorescence.

Ce sont précisément les mêmes phénomènes qui se produisent lorsque le rayon incident est un faisecau de rayons X, mais alors tous les corps, quels qu'ils soient, agissent de cette façon. Ce que Wolfers a défini en disant : « Tout corps

se comporte pour les rayons X comme étant à la fois trouble et fluorescent. »

De plus, la lumière, en frappant un nombre de corps assez restreint, perd de l'énergie par production d'un phénomène, l'effet photo-électrique, qui est d'autant plus marqué que la longueur d'onde incidente est plus courte. L'analogie existe également pour les rayons X, mais ceux-ci donnent lieu à l'émission photo-électrique lorsqu'ils frappent une substance absolument quelconque.

Ces différentes comparaisons, si elles ne sont pas strictement scientifiques, montrent cependant d'une façon suffisante les raisons de l'affaiblissement d'un faisceau de rayons X lorsqu'il frappe un corps. Cela nous permet de rappeler immédiatement que l'absorption des rayons X par une substance quelconque est due à trois causes :

1° A la diffusion;
2° A la fluorescence;
3° A l'émission photo-électrique.

Ces deux derniers effets consistent en une production de rayons secondaires, ondulatoires ou corpusculaires, qui suivent des lois parallèles. Au point de vue énergétique, nous pourrons donc les compter ensemble.

Et nous aurons alors seulement à considérer deux causes d'absorption :

1° L'absorption par diffusion, qui correspond à une émission de rayons identiques aux rayons incidents, à de simples changements de direction de l'énergie.

2° L'absorption par émissions secondaires, relative à l'émission de radiations toutes différentes des radiations primaires. Une partie de l'énergie absorbée rayonne à nouveau dans toutes les directions autour du corps absorbant, une autre partie ne parvient pas à sortir du corps et, après avoir subi une série de dégradations, se transforme finalement en chaleur (Compton).

L'absorption totale est constituée par la somme de ces deux absorptions; ce qui nous permet d'écrire :

$$A = d + s,$$

où :

A représente l'absorption totale;
d représente l'absorption par diffusion;
s représente l'absorption par émissions secondaires.

Expressions mathématiques de l'absorption.

Coefficient d'absorption. — L'expérience ayant montré que tous les corps ne se comportent pas semblablement lorsqu'ils sont traversés par les rayons X, autrement dit, qu'ils ne les absorbent pas d'une façon égale, nous allons étudier maintenant comment on peut caractériser les propriétés de chacun d'eux.

Ces propriétés sont concrétisées par le coefficient d'absorption.

Celui-ci dépend seulement de deux facteurs :

1° De la nature du rayonnement incident;
2° De la nature de la substance absorbante.

Nous le désignerons par la lettre K.

Voyons d'abord les variations de K en fonction de la nature de la substance absorbante.

Influence de la densité. — Si on prend une même substance sous des états physiques divers : solide, liquide, gazeux, et à des températures variables, de façon que l'état de dilution de la matière envisagée varie dans de larges limites, et que l'on mesure dans chaque cas, par un procédé quelconque, la valeur de K, on la trouve proportionnelle à la densité D de la substance considérée. De sorte que, quel que soit l'état du corps, le quotient $\frac{K}{D}$ demeure constant.

Ce qui veut dire que l'absorption ne dépend que du nombre

des atomes rencontrés par la radiation et non de leur distribution plus ou moins compacte dans l'espace.

L'absorption est une propriété atomique. — L'absorption étant fonction de la densité, c'est-à-dire dépendant du nombre des atomes rencontrés par la radiation, on peut admettre avec Benoist qu'elle dépend également de leur poids atomique.

Mais si on considère l'ensemble des corps simples d'après la classification imaginée vers 1864 par Mendeleef et bien connue des chimistes actuels, on voit que chaque élément y est caractérisé par une constante N, appelée nombre atomique, et représentant le nombre d'électrons périphériques de l'atome. Cette constante est sensiblement égale à la moitié du poids atomique.

L'expérience montre que ces nombres atomiques jouent un rôle beaucoup plus important que les poids atomiques. En effet, si on rapporte les propriétés physiques des corps aux nombres atomiques, on obtient des lois beaucoup plus simples.

Nous avons vu que toute substance frappée par les rayons X est le siège d'une émission secondaire due, en partie, à la fluorescence. « Mais la principale différence entre cette fluorescence et la fluorescence lumineuse est que, dans le cas des rayons X, l'effet est dû aux atomes de la substance irradiée et non plus aux molécules. De plus, l'état de combinaison des atomes ne joue aucun rôle, l'absorption étant d'autant plus forte que la substance absorbante est plus dense, ou, d'une façon plus précise, que cette substance est formée d'atomes à la fois plus lourds (nombre atomique plus élevé) et plus rapprochés. » (Wolfers.)

Coefficient massique d'absorption. — Le rapport $\frac{K}{D}$ va représenter le coefficient massique d'absorption.

Il est facile de constater qu'il mesurera l'absorption produite par un écran d'une épaisseur telle qu'il contienne l'unité de masse de substance par unité de surface. Soit,

TABLEAU I

d'après *la Science et la Vie*.

CLASSIFICATION DES ÉLÉMENTS SELON LA CONSTITUTION DE LEURS ATOMES

1 Hydrogène 1	*2* Hélium 4																
3 Lithium 6,9	*4* Glucinium 9,1	*5* Bore 10,9	*6* Carbone 12	*7* Azote 14					*8* Oxygène 16					*9* Fluor 19	*10* Néon 20,2		
11 Sodium 23	*12* Magnésium 24,3	*13* Aluminium 27	*14* Silicium 28,3	*15* Phosphore 31					*16* Soufre 32					*17* Chlore 35,5	*18* Argon 39,9		
19 Potassium 39,1	*20* Calcium 40,1	*21* Scandium 45,1	*22* Titane 48,1	*23* Vanadium 51					*24* Chrome 52	*25* Manganèse 54,9	*26* Fer 55,8	*27* Cobalt 58,9	*28* Nickel 58,7				
29 Cuivre 63,5	*30* Zinc 65,4	*31* Gallium 69,7	*32* Germanium 72,4	*33* Arsenic 74,9					*34* Sélénium 79,2					*35* Brome 79,9	*36* Kripton 82,9		
37 Rubidium 85,4	*38* Stron ium 87,6	*39* Yttrium 88,9	*40* Zirconium 91	*41* Colombium 93					*42* Molybdène 96	*43* Masurium	*44* Ruthenium 101,7	*45* Rhodium 102,9	*46* Palladium 106,7				
47 Argent 107,9	*48* Cadmium 112,4	*49* Indium 114,8	*50* Étain 118,7	*51* Antimoine 121,8					*52* Tellure 127,5					*53* Iode 126,9	*54* Xénon 130,2		
55 Césium 132,8	*56* Baryum 137,4	*57* Lanthane 138,9	*58* Cérium 140,2	*59* Praséodyme 140,9	*60* Néodyme 144,3	*61* —	*62* Samarium 150,4	*63* Europium 152	*64* Gadolinium 157,3	*65* Terbium 159,2	*66* Dysprosium 162,5	*67* Holmium 163,4	*68* Erbium 167,7				
69 Thulium 169,4	*70* Ytterbium 173,6	*71* Lutecium 175	*72* Celtium 178	*73* Tantale 181,5					*74* Tungstène 184	*75* Rhénium 186,3	*76* Osmium 190,9	*77* Iridium 193,1	*78* Platine 195,2				
79 Or 197,2	*80* Mercure 200,6	*81* Thallium 204,4	*82* Plomb 207,2	*83* Bismuth 209					*84* Polonium					*85* —	*86* Radon 222		
87 —	*88* Radium 225,9	*89* Actinium	*90* Thorium 232,2	*91* Brevium					*92* Uranium 238,2								

Dans cette classification des quatre-vingt-douze éléments, les atomes placés sur une même ligne ont le même nombre de couches d'électrons; ceux d'une même colonne ont le même nombre d'électrons périphériques. Au-dessus du nom de l'élément, en italique, est inscrit le nombre total d'électrons de l'atome; au-dessous, son poids atomique.

dans le système C. G. S., un gramme de substance par centimètre carré.

C'est ce rapport, constant pour chaque élément, qui va servir à les caractériser désormais.

Mélanges et combinaisons. — Pour les corps composés et pour les mélanges, l'absorption totale est la somme des absorptions produites par tous les atomes qui les constituent.

Une certaine quantité de sulfure de fer, FeS, produira exactement la même absorption qu'un mélange intime de fleur de soufre et de limaille de fer, à condition toutefois que la masse totale ainsi que les proportions des deux éléments restent invariables (32 grammes de soufre pour 56 grammes de fer), car le nombre des atomes qui interviennent est toujours le même dans les deux cas.

Cela nous amène à la règle suivante :

« Pour trouver le coefficient massique d'absorption d'un corps complexe, on multiplie le coefficient massique de chaque constituant par sa concentration et on fait la somme des résultats obtenus. »

Il ne faut cependant pas oublier que, pour les corps se formant sans contraction, mélanges, alliages, etc., la densité de la masse totale est fonction de la densité des constituants et de leur proportion.

Répartition mathématique de l'absorption.

Nous avons vu, égalité (1), que l'absorption totale d'un corps pour les rayons X est la somme de deux facteurs, l'absorption par diffusion et l'absorption par émission secondaire. Ce que nous avions écrit :

$$A = d + s;$$

donc le coefficient K d'absorption correspondant à l'absorption A est égal à la somme de deux coefficients analogues, correspondant chacun à une des formes d'absorption; d'où :

$$K = R + T; \qquad (2)$$

où R représente le coefficient d'absorption par diffusion et T le coefficient d'absorption par émission secondaire.

En divisant les deux termes de l'égalité (2) par la densité D du corps dont on fait l'étude, on a :

$$\frac{K}{D} = \frac{R}{D} + \frac{T}{D} \qquad (3)$$

Or $\frac{K}{D}$ est le coefficient massique d'absorption du corps considéré. Donc, les expressions $\frac{R}{D}$ et $\frac{T}{D}$ représentent respectivement les coefficients massiques d'absorption de diffusion et d'absorption secondaire correspondant au corps de densité D. C'est pourquoi, comme pour le coefficient $\frac{K}{D}$, on les admet comme des constantes du corps en question.

Valeur de $\frac{R}{D}$: Le coefficient d'absorption par diffusion n'a pu être calculé encore d'une façon précise. On ne l'a établi jusqu'ici qu'approximativement et les nombres qui le représentent ne diffèrent que faiblement. On verra cependant que cela ne donne pas d'erreur importante pour l'évaluation de $\frac{K}{D}$.

L'expérience conduit à ce résultat particulièrement simple que : « $\frac{R}{D}$ a la même valeur, à peu de choses près, pour tous les éléments légers et pour les longueurs d'onde moyennes ou grandes. » (Wolfers.)

Cette valeur est voisine de 0,17.

Seul, l'hydrogène fait exception avec une valeur presque double.

Pour les éléments lourds, les choses se compliquent. Pour les grandes longueurs d'onde, $\frac{R}{D}$ est un peu plus grand que la valeur ci-dessus, mais celle-ci n'est plus constante et diminue dans de fortes proportions à mesure que la longueur d'onde décroît.

Valeur de $\frac{T}{D}$: 1° *En fonction de la fréquence.* — Ce coefficient est proportionnel à la troisième puissance de la longueur d'onde incidente. Ce qui s'écrit :

$$\frac{T}{D} = Z\lambda^3. \qquad (4)$$

où Z représente une constante qui sera définie plus loin.

2° *En fonction du nombre atomique.* — Les différents travaux existant à ce jour sur cette question montrent que le coefficient massique d'absorption secondaire est proportionnel à la quatrième puissance du nombre atomique divisée par le poids atomique.

Soit P le poids atomique; on a donc, en combinant cette nouvelle expression avec l'égalité (4) :

$$\frac{T}{D} = C \times \frac{1}{P} \times N^4 \times \lambda^3,$$

ce qui revient à faire dans l'égalité (4) :

$$Z = C\,\frac{N^4}{P}$$

où C désigne une nouvelle constante.

Cette expression, connue sous le nom de coefficient de Bragg et Pierce, ne se vérifie que d'une façon approchée mais suffisante pour rendre un important service.

Mais comme les poids atomiques augmentent en même temps que les nombres atomiques et d'une façon à peu près proportionnelle on peut écrire, en remplaçant la constante C par une autre constante C', environ deux fois plus petite, puisque $\frac{N}{P}$ est voisin de 2 :

$$\frac{T}{D} = C'N^3\lambda^3 \qquad (5)$$

ou 2° coefficient de Bragg et Pierce.

Formules définitives. — Si dans la formule (3) :

$$\frac{K}{D} = \frac{R}{D} + \frac{T}{D}$$

on remplace le terme $\frac{T}{D}$ par sa valeur, on a :

$$\frac{K}{D} = \frac{R}{D} + C'N^3\lambda^3.$$

Mais on peut négliger la valeur de $\frac{R}{D}$ qui, comme on l'a vu, est très petite et diminue à mesure que la longueur d'onde décroît. Ce qui donne :

$$\frac{K}{D} = C'N^3\lambda^3$$

ou *coefficient massique d'absorption.*

correspondant à l'absorption d'un rayonnement de longueur d'onde λ par 1 gramme d'un corps défini par ses constantes N et D et réparti sur une surface de 1 cm².

Et :

$$K = C'N^3\lambda^3D,$$

ou *coefficient volumétrique d'absorption*

correspondant à l'absorption produite par 1 cm³ du corps étudié.

On peut également l'appeler : *coefficient d'absorption en épaisseur*, car il représente l'absorption produite par un cube dont la base a une surface de 1 centimètre carré et la hauteur 1 centimètre.

Ces deux coefficients, correspondant aux corps simples, ne s'appliquent aux calculs de l'absorption des corps composés et des mélanges qu'en se conformant aux règles déjà données pour ceux-ci.

Nous passerons sous silence les discontinuités d'absorption (lois de Moseley), bien qu'elles permettent d'établir la valeur de la constante C′ entre deux raies du spectre. Car, dans le cadre où nous nous plaçons, ces lois sont presque sans influence, et la constante C′, qui se trouve à peu près égale pour tous les éléments à étudier, disparaîtra dans nos calculs.

Lois de l'absorption.

Le rôle joué dans l'absorption par les coefficients $\frac{K}{D}$ et $\frac{T}{D}$ a amené à formuler les lois de l'absorption en fonction des variations de chacun d'eux.

1° *Variation de* $\frac{T}{D}$. — Ce coefficient mesure à lui seul la presque totalité de l'absorption en fonction de N de D et de λ et on en a tiré les lois suivantes.

Première loi : L'absorption est d'autant plus forte que le nombre atomique N est plus grand; par conséquent, que le corps considéré est plus lourd.

Deuxième loi : L'absorption est d'autant plus forte que la densité est plus élevée.

Troisième loi : L'absorption est d'autant plus forte que la longueur d'onde λ du rayon incident est plus grande.

2° *Variation de* $\frac{R}{D}$. — La valeur de ce coefficient est presque toujours considérée comme négligeable dans le calcul de l'absorption. Cependant, pour les corps très légers ou très riches en hydrogène, ce coefficient prend une certaine valeur si on le compare à $\frac{T}{D}$; il y a alors une absorption par diffusion assez importante, se traduisant par une nouvelle émission de rayonnement analogue au rayonnement primaire, surtout dirigé dans la direction du faisceau incident, et constituant une gêne dont nous parlerons plus loin.

Au contraire, pour les éléments lourds, N étant très élevé, $\frac{T}{D}$ est toujours considérable et l'absorption par diffusion se trouve négligeable, comparée à l'absorption secondaire; on en déduit que l'émission de rayonnement diffusé est infime si on la compare aux autres phénomènes.

Les lois suivantes définissent les variations de ce rayonnement.

Quatrième loi : Le rayonnement diffusé est d'autant plus important que le nombre atomique, N, caractérisant le corps considéré, est plus petit.

Cinquième loi : Le rayonnement diffusé est d'autant plus important que la longueur d'onde incidente λ est plus courte.

Influence de l'épaisseur :

Sixième loi : L'absorption est d'autant plus forte que l'épaisseur du corps traversé est plus considérable. Elle lui est directement proportionnelle.

Cette dernière loi est évidente et fut formulée au début de l'ère radiologique. La lame étagée d'aluminium du radiochromomètre de Benoist est une de ses applications.

L'absorption et l'opacité.

C'est à ce point que vont se rejoindre l'absorption et l'opacité.

En effet, maintenant que nous connaissons la valeur exacte de l'absorption, il va nous être facile de calculer d'une façon précise l'opacité d'un corps quelconque.

Cette opacité est traduite par la quantité : q, de rayonnement émergent; elle est donc égale à la différence entre la quantité, Q, de rayonnement incident, et la quantité q.

Ce que l'on pourra écrire :

$$O = Q - q.$$

Or, on voit immédiatement que, $Q - q$, est la quantité, A, de rayonnement absorbée par le corps considéré.

Cette quantité, A, est proportionnelle aux coefficients d'absorption de ce corps. Il est alors possible de dire que l'opacité d'un corps quelconque est proportionnelle aux coefficients d'absorption de ce corps.

Coefficients d'opacité. — Cela permet d'admettre que les coefficients d'opacité caractérisant un corps sont égaux à ses coefficients d'absorption. On aura donc :

$$O = K = C'N^3\lambda^3D$$

et :

$$\frac{O}{D} = \frac{K}{D} = C' N^3 \lambda^3$$

Qui seront respectivement : le coefficient d'opacité en épaisseur et le coefficient massique d'opacité des corps simples.

Il en sera de même pour les corps composés dont les coefficients d'opacité seront égaux aux coefficients d'absorption, tels qu'ils ont été établis plus haut. Il est évident que les mêmes règles devront être suivies pour les obtenir.

Lois de l'opacité. — On déduira facilement de cette discussion que les *lois de l'opacité* sont exactement semblables aux lois de l'absorption et s'énoncent d'une façon analogue.

Mais, pour atteindre le but que nous poursuivons, nous nous occuperons surtout du rapport entre l'opacité des différents corps se trouvant simultanément sous le même faisceau radiant.

Pour des corps de même épaisseur, ce rapport est égal à celui de leur coefficient d'opacité en épaisseur. Ce qui permet d'écrire :

$$\frac{O}{O_1} = \frac{C' N^3 \lambda^3 D}{C_1' N_1^3 \lambda^3 D_1}.$$

La longueur d'onde étant la même, C' et C_1' sont égaux, ainsi que nous l'avons déjà admis. Nous aurons donc :

$$\frac{O}{O_1} = \frac{N^3 D}{N_1^3 D_1}.$$

Cela permet d'écrire :

$$O \text{ proportionnel à } N^3 D$$

et :

$$O_1 \text{ proportionnel à } N_1^3 D_1.$$

D'où l'on peut tirer :

$$\frac{O}{D} \text{ proportionnel à } N^3;$$

et :

$$\frac{O_1}{D_1} \text{ proportionnel à } N_1^3.$$

Constantes d'opacité.

On remarque facilement que les expressions auxquelles les coefficients d'opacité sont proportionnels sont des constantes des corps considérés, et que ces constantes sont indépendantes des longueurs d'onde.

Elles nous serviront, désormais, à caractériser les corps dont nous aurons à étudier l'opacité, et prendront respectivement le nom de :

Constante d'opacité en épaisseur. — Désignée par la lettre grecque Δ. Qui caractérisera l'opacité d'un corps quelconque sous une épaisseur de 1 centimètre.

Constante massique d'opacité. — Désignée par le rapport $\frac{\Delta}{D}$. Qui caractérisera l'opacité d'un corps quelconque sous un poids de 1 gramme, réparti sur une surface de 1 cm². un poids de 1 gramme, réparti sur une surface de 1 cm².

Ces constantes auront les valeurs suivantes :

1° Pour les corps simples :

$$\Delta = N^3 D;$$

$$\frac{\Delta}{D} = N^3;$$

2° Pour les corps composés :

$$\Delta = D(N_1^3 C_1 + N_2^3 C_2 + \ldots \text{ etc.})$$

$$\frac{\Delta}{D} = N_1^3 C_1 + N_2^3 C_2 + \text{etc.}$$

Il ne faut cependant pas oublier que, pour résoudre ces formules, on doit appliquer les règles des combinaisons ou des mélanges, comme nous l'avons déjà signalé plus haut.

Lois de l'opacité en fonction de constantes d'opacité.

En introduisant, dans l'étude des lois de l'opacité, la notion de constantes d'opacité, leur énoncé peut se faire de la façon suivante :

Première loi : La constante d'opacité en épaisseur d'un corps quelconque est égale à la somme des produits de la troisième puissance du nombre atomique des éléments sim-

ples qui le constituent par leurs concentrations respectives, multipliée par sa densité. Elle représente une épaisseur de 1 centimètre.

Deuxième loi : La constante massique d'opacité d'un corps quelconque est égale à la somme des produits de la troisième puissance du nombre atomique des éléments simples qui le constituent par leurs concentrations respectives. Elle représente un poids de 1 gramme réparti sur une surface de 1 centimètre carré.

Troisième loi : L'opacité d'un corps est directement proportionnelle au produit de sa constante d'opacité en épaisseur par son épaisseur évaluée en centimètres.

Quatrième loi : L'opacité d'un corps est directement proportionnelle à la troisième puissance de la longueur d'onde incidente.

Cinquième loi : L'opacité d'un corps est inversement proportionnelle à la quantité de rayonnement incident.

Sixième loi : L'opacité d'un corps est directement proportionnelle à un coefficient sensiblement égal pour tous les éléments simples, sous la même longueur d'onde « tout au moins pour les longueurs d'ondes employées en radiodiagnostic » (Wolfers).

Ces lois vont nous permettre d'établir facilement toutes les formules qui nous seront nécessaires pour comparer entre eux les différents corps opaques utilisés en radio-anatomie.

Formules pratiques.

I. CONSTANTES D'OPACITE

a) Corps simples :

Constante d'opacité en épaisseur :

$$\Delta = N^3 D.$$

Constante massique d'opacité :

$$\frac{\Delta}{D} = N \qquad (1)$$

où D est la densité et N le nombre atomique.

Exemple : Les constantes du mercure sont respectivement :

$$\Delta = 80^3 \times 13{,}596 = 6\,961\,152$$

et $$\frac{\Delta}{D} = 80^3 = 512\,000.$$

Pour ce métal : $D = 13{,}596$ et $N = 80$.

b) Corps composés simples :

1° *Combinaisons formées avec contraction :*

Constante d'opacité en épaisseur :

$$\Delta = D(N_1^3 C_1 + N_2^3 C_2 + \ldots \text{ etc.}).$$

Constante massique d'opacité :

$$\frac{\Delta}{D} = N_1^3 C_1 + N_2^3 C_2 + \ldots, \text{ etc.} \qquad (2)$$

où D est la densité du corps; N_1, N_2, etc., les nombres atomiques des constituants.

Et :

$$C_1 = \frac{A_1 \times E_1}{M}, \quad C^2 = \frac{A_2 \times E_2}{M}, \text{ etc.}$$

A_1, A_2, etc., étant les poids atomiques des constituants;
E_1, E_2, etc., étant les exposants respectifs des constituants;
et M le poids moléculaire du corps.

Exemple : Pour le minimum, Pb^3O^4, on aura :

$D = 8{,}8$ $M = 685{,}6$;

Nombre atomique du plomb $N_1 = 82$;
Poids atomique du plomb $A_1 = 207{,}2$;
Nombre atomique de l'oxygène $N_2 = 8$;
Poids atomique de l'oxygène $A_2 = 16$.

Donc :

$$C_1 = \frac{207{,}2 \times 3}{685{,}6} = 0{,}906 \quad \text{et} \quad C_2 = \frac{16 \times 4}{685{,}6} = 0{,}094,$$

ce qui donne :

$$\Delta = 8{,}8 \times (82^3 \times 0{,}906 + 8^3 \times 0{,}094) = 4\,396\,370;$$

$$\frac{\Delta}{D} = 82^3 \times 0{,}906 + 8^3 \times 0{,}094 = 499\,587{,}5.$$

2° *Corps se produisant sans contraction (mélanges et alliages de corps simples)* :

Constante d'opacité en épaisseur :

$$\Delta = D(N_1^3 C_1 + N_2^3 C_2 + N_2^3 C_2 + \text{... etc.}).$$

Constante massique d'opacité :

$$\frac{\Delta}{D} = N_1^3 C_1 + N_2^3 C_2 + \text{..., etc.} \qquad (3)$$

Où :

$$D = D_1 C_1 + D_2 C_2 + \text{... etc.} \qquad (4)$$

D_1, D_2, ... etc., étant la densité respective des constituants;

Et : $C_1 = \frac{P_1}{Pt}$, $C_2 = \frac{P_2}{Pt}$, . ., etc.

P_1, P_2, ... etc., étant les poids respectifs des constituants; et Pt le poids du corps définitif.

Exemple : Pour l'alliage de Wood, comportant (en poids) :

7 parties de bismuth;
2 parties de plomb;
2 parties de cadmium;
2 parties d'étain;

On aura :

Densité du plomb $D_1 = 11{,}3$;
Densité du bismuth $D_2 = 9{,}8$;
Densité du cadmium $D_2 = 8{,}2$;
Densité de l'étain $D_4 = 7{,}3$;
Nombre atomique du plomb $N_1 = 82$;
Nombre atomique du bismuth $N_2 = 83$;
Nombre atomique du cadmium $N_3 = 48$;
Nombre atomique de l'étain $N_4 = 50$.

Et :

$P_1 = 2$, $P_2 = 7$, $P_3 = 2$, $P_4 = 2$, $P_t = 13$.

D'où :

$$C_1 = \frac{2}{13} = 0{,}15,\ C_2 = \frac{7}{13} = 0{,}53,\ C_3 = 0{,}15 \text{ et } C_4 = 0{,}15.$$

$D = 11{,}3 \times 0{,}15 + 9{,}8 \times 0{,}53 + 8{,}2 \times 0{,}15 + 7{,}3 \times 0{,}15 = 9{,}2$;
ce qui donne :

$$\Delta = 9{,}2(82^3 \times 0{,}15 + 83^3 \times 0{,}53 + 48^3 \times 0{,}15 + 50^3 \times 0{,}15) = \\ = 3\ 874\ 038{,}1;$$

$$\frac{\Delta}{D} = 82^3 \times 0{,}15 + 83^3 \times 0{,}53 + 48^3 \times 0{,}15 + 50^3 \times 0{,}15 = \\ = 421\ 091{,}1$$

c) Corps composés complexes :

1° *Mélange de combinaisons de corps simples :*

Constante d'opacité en épaisseur :

$$\Delta = D\left[\left(\frac{\Delta_1}{D_1}\right) C_1 + \left(\frac{\Delta_2}{D_2}\right) C_2 + \ldots, \text{ etc.}\right]$$

Constante massique d'opacité :

$$\frac{\Delta}{D} = \left(\frac{\Delta_1}{D_1}\right) C_1 + \left(\frac{\Delta_2}{D_2}\right) C_2 + \ldots, \text{ etc.}$$

Où : $\frac{\Delta_1}{D_1}$, $\frac{\Delta_2}{D_2}$, etc., représentent les constantes massiques d'opacité des combinaisons constituantes. On les calculera en utilisant les formules (2) et suivantes.

D'autre part, D_1C_1, C_2, etc., seront calculés d'après les formules (4) et suivantes.

Exemple : Un mélange constitué de la façon suivante (en poids) :

Minium 5 parties;
Vermillon 3 parties.

$\frac{\Delta_1}{D_1}$ Minium calculée d'après la formule (2) = 499 587,5

$\frac{\Delta_2}{D_2}$ Vermillon ..... = 440 893,4

On a, d'autre part : $C_1 = = \frac{5}{8}\ 0{,}625$, $C_2 = \frac{3}{8} = 0{,}375$

$$D = 8{,}8 \times 0{,}625 + 8 \times 0{,}375 = 8{,}5$$

calculés d'après les formules (4) et suivantes,
ce qui donne :

$$\Delta = 8{,}5 \times (499\,587{,}5 \times 0{,}625 + 440\,893 \times 0{,}375) = 4\,059\,406{,}2$$

$$\frac{\Delta}{D} = 499\,587{,}5 \times 0{,}625 + 440\,893{,}4 \times 0{,}375 = 477\,577{,}2$$

2° *Mélange de mélanges titrés .*

Constante d'opacité en épaisseur :

$$\Delta = D \left[\left(\frac{\Delta_1}{D_1} \right) C_1 + \left(\frac{\Delta_2}{D_2} \right) C_2 + \ldots, \text{etc.} \right]$$

Constante massique d'opacité :

$$\frac{\Delta}{D} = \left(\frac{\Delta_1}{D_1} \right) C_1 + \left(\frac{\Delta_2}{D^2} \right) C_2 + \ldots, \text{etc.}$$

Où : $\frac{\Delta_1}{D_1}$, $\frac{\Delta_2}{D_2}$, etc. ; et D, C_1, C_2, etc., seront calculés suivant les formules (3) et suivantes.

3° *Mélange de mélanges titrés, de corps composés et de corps simples :*

Mêmes formules et mêmes résolutions que pour les mélanges titrés. Mais les valeurs de $\frac{\Delta_1}{D_1}$, $\frac{\Delta_2}{D_2}$, etc., seront calculées à partir de la formule (1) si ce sont des corps simples, de la formule (2) si ce sont des corps composés par combinaison, et de la formule (3) si ce sont des mélanges de corps simples.

Il ne nous paraît pas nécessaire de donner des exemples pour ces deux dernières catégories, car la marche à suivre pour mener à bien les divers calculs à effectuer nous semble suffisamment montrée par les exemples précédents.

II. RAPPORT D'OPACITE

Pour comparer entre elles, sous des épaisseurs quelconques, les opacités des différents corps que l'on aura à étudier, il suffira simplement de faire le rapport de leurs constantes d'opacité en épaisseur, et de le multiplier par le rapport de leurs épaisseurs; suivant la formule :

$$\text{Rapport d'opacité } O = \frac{\Delta_1}{\Delta_2} \times \frac{E_1}{E_2},$$

où : E_1 et E_2 évalués en centimètres, représentent respectivement les épaisseurs des corps de constantes Δ_1 et Δ_2.

Exemple : si on a à comparer l'opacité d'une épaisseur de 6 millimètres de minium avec celle de 3 millimètres de mercure, les constantes d'opacité de ces corps ayant été calculées d'après les formules ci-dessus, on aura :

$$\text{Rapport d'opacité } O \frac{\text{6 mm minium}}{\text{3 mm mercure}} = \frac{3\,874\,038{,}1}{6\,961\,152} \times \frac{6}{3} = 1{,}11.$$

Ce qui montre que 6 millimètres de minium sont 1,11 fois plus opaques que 3 millimètres de mercure.

On voit d'après ces diverses formules, ainsi que par les exemples qui les accompagnent, que la notion de constante d'opacité simplifie beaucoup l'appréciation de l'opacité relative des différents corps se trouvant simultanément sous le même faisceau radiant. Ce sont les conditions remplies par les substances constituant les ensembles examinés soit par la radioscopie, soit par la radiographie.

Les expressions mathématiques que nous venons d'établir nous amènent à des concluisons différentes de celles formulées par Schinz et Ledoux-Lebard dans des ouvrages cependant récents.

Nous avons vérifié, par la méthode radiographique, et dans de nombreuses expériences, l'exactitude de nos calculs. Ceux-ci se sont toujours montrés conformes à la réalité, alors que les mêmes expériences poursuivies en partant des données admises par ces auteurs nous ont conduit, chaque fois, à des erreurs allant du simple au double.

LES CONTRASTES

A la suite de ce que nous venons de voir, il est évident que l'ombre des corps interposés entre un tube radiogène en fonctionnement et un écran fluorescent ou une plaque photographique sera d'autant plus dense que ces corps seront plus opaques.

Ce qui fait qu'entre deux corps faiblement et fortement opaques, il y aura une différence d'ombres considérable. C'est l'opposition de ces deux ombres, l'une faisant valoir l'autre, que l'on nomme *contraste*.

Le contraste est fort si les ombres considérées sont nettement différentes, et il est faible lorsqu'elles sont presque semblables.

C'est à l'obtention de ces contrastes que concourent la radiographie et la radioscopie et on aura d'autant plus de facilité à interpréter leur signification qu'ils seront plus marqués.

Lois des contrastes.

Les lois qui président à l'obtention de ces contrastes sont la conséquence directe des lois de l'opacité et de l'absorption.

Première loi : Les contrastes sont d'autant plus marqués que la longueur d'onde incidente est plus grande (dans les limites spectrales utilisées en radiodiagnostic).

Deuxième loi : Les contrastes sont d'autant plus marqués que la densité des corps qui les ont déterminés est plus différente.

Troisième loi : Les contrastes sont d'autant plus marqués que le rapport de l'opacité des corps qui les ont déterminés est plus grand.

Ces lois sont trop évidentes pour nécessiter une démonstration autre que celle fournie par l'examen de quelques clichés radiographiques.

Sur ceux-ci, les contrastes ne sont vraiment marqués qu'entre les os, les parties molles et les cavités plus ou moins remplies d'air. Il sera très difficile, sinon impossible, sur des radiographies même très bonnes de distinguer par contraste soit les artères des tissus qui les entourent (sauf quand leurs parois sont fortement calcifiées), soit la forme de la cavité utérine ou des ventricules cérébraux.

Par contre, on examinera parfaitement la cavité pulmonaire, la partie supérieure de l'estomac, les sinus de la face, etc. Il est donc nécessaire, pour observer les parties non contrastées et elles sont nombreuses, d'avoir recours à des méthodes spéciales.

Les méthodes de contraste.

Ces méthodes consisteront à modifier l'opacité des régions à étudier de façon à leur faire créer des contrastes sur la plaque photographique. Suivant les procédés employés, on pourra les diviser en :

Méthode des contrastes opacifiants;
Méthode des contrastes éclaircissants;
Méthode des contrastes doubles ou méthode mixte.

1° *Méthode des contrastes opacifiants.* — Si, dans un tronc artériel, on introduit, à la place du sang, un liquide de poids atomique plus élevé, comme par exemple du mercure, celui-ci, étant plus opaque, va arrêter beaucoup plus de rayonnement que le sang; par conséquent, le faisceau qui l'aura traversé sera très affaibli et impressionnera peu la plaque photographique. L'image de l'artère contrastera alors fortement avec celle des tissus environnants, ce qui en facilitera l'étude.

La méthode des contrastes opacifiants consiste donc à augmenter l'opacité des régions à étudier.

Ce résultat sera obtenu en introduisant dans l'organe à étudier une substance à coefficient d'opacité plus élevé que celui des parties environnantes.

2° *Méthode des contrastes éclaircissants.* — Les poumons se laissent facilement traverser par les rayons X et contrastent remarquablement avec les parties molles et le squelette qui les entourent, en donnant sur le cliché une image en noir sur blanc.

Le faible coefficient d'opacité de l'air qui n'arrête qu'une petite quantité de rayonnement est la raison de cette image noire. Cela permet de déduire que, si on remplace le liquide contenu dans une cavité par de l'air qui est moins opaque, on fait contraster l'image de celle-ci sur celle des tissus environnants. Les résultats obtenus confirment cette hypothèse, et on peut dire que : la méthode des contrastes éclaircissants consiste à diminuer l'opacité des régions à étudier.

3° *Méthode des contrastes doubles ou méthode mixte.* — Cette méthode est une symbiose des deux premières, et, en conséquence, elle ne demandera pas de description ni de règle spéciale.

Nous ne critiquerons pas ces méthodes, et nous contenterons seulement de dire que la première, celle des contrastes opacifiants, est la plus employée tant en clinique que pour les recherches anatomiques, non seulement à cause de sa facilité, mais encore de la souplesse avec laquelle elle se prête à l'obtention de contrastes souvent remarquables.

Pour employer ces différentes méthodes de contrastes, il faut voir de quelle façon ceux-ci vont se traduire sur la plaque photographique.

Le contraste photographique.

Nous n'étudierons pas les théories mathématiques du noircissement de la plaque photographique et nous ne donnerons pas les formules logarithmiques de ce noircissement. Nous nous occuperons seulement du noircissement relatif, c'est-à-dire du rapport qui peut exister pour notre vue entre les différences de noircissement qui, sur les clichés radio-

graphiques, vont représenter les contrastes que nous cherchons à créer.

On a l'habitude, et nous la garderons, d'appeler blancs les parties non impressionnées par le rayonnement, et noirs, celles qui le sont totalement. Ces deux teintes sont les deux termes extrêmes saisis par notre œil, et à ces deux termes correspond évidemment le maximum de contraste.

Mais entre le noir et le blanc il y a toute une série de gris qui va traduire les impressions décroissantes d'un cliché.

Quelles sont les différentes teintes de gris que nous pouvons apprécier sans les confondre, c'est-à-dire celles qui donnent l'impression de contraste?

L'expérience a prouvé que, sur le même cliché, nous pouvions, entre le noir et le blanc, et parmi les teintes fondues, identifier sans erreur quatre zones de gris. Ce qui, avec le blanc et le noir francs, porte le nombre de ces zones à six. Celles-ci correspondent aux impressions produites par des quantités de rayonnements différentes.

Relations entre le contraste photographique et l'opacité.

Nous graduerons cette échelle de teintes en attribuant le n° 1 au noir franc. Celui-ci représente le noircissement maximum, c'est-à-dire celui produit par une quantité maximum de rayons X, qui est une des constantes de l'émulsion considérée, et que l'on n'aura pas intérêt à dépasser.

En ce qui nous concerne, elle constituera ce que l'on appelle le fond du cliché; c'est sur elle que, la plupart du temps, se détachera en teinte plus claire la pièce ou les parties de celle-ci qui nous intéressent.

Cette zone, étant toujours obtenue avec la quantité maximum de rayonnement qui aura frappé l'émulsion, correspondra par conséquent au corps qui en aura laissé passer le plus, c'est-à-dire au moins opaque.

La partie du cliché qui aura reçu moins de rayonnement parce que celui-ci aura été arrêté en partie par un corps un

peu plus opaque, s'identifiera à la teinte n° 2. Et ainsi de suite jusqu'à la teinte n° 6, représentant la zone d'impression nulle ou de moindre noircissement. Elle est égale à l'inertie de l'émulsion, ou seuil du noircissement, qui est la quantité minimum de rayonnement nécessaire pour obtenir un noircissement appréciable; c'est une autre constante de l'émulsion.

Nous mesurerons le rapport de contraste existant entre les teintes de notre échelle, et, par conséquent, entre celles qu'il nous est possible d'apprécier sans erreur, en divisant entre eux leurs numéros d'ordre respectifs.

La courbe de sensibilité des émulsions étant sensiblement linéaire entre les deux constantes que nous connaissons, il nous est possible de dire qu'à chacune de ces teintes correspond une quantité régulièrement croissante de rayonnement et, par conséquent, une opacité régulièrement croissante des éléments interposés.

Donc, le rapport d'opacité de ces éléments correspondra au rapport de contraste de ces teintes.

Dans la pratique, pour se mettre dans ces conditions de respect des constantes, il faudrait pouvoir doser très exactement le rayonnement en qualité et en quantité. Cela est possible par le calcul, ou à l'aide de certains appareils, mais l'expérience de l'opérateur suffit la plupart du temps.

Pour cette étude, nous admettrons seulement que les conditions optima d'obtention de la dose maximum de noircissement sont remplies, c'est-à-dire que la quantité de rayonnement nécessaire à la production de la teinte n° 1 n'est pas dépassée, tout en employant une qualité de rayons telle que les contrastes prévus soient respectés.

Par conséquent, si la valeur de l'opacité d'une région donnant ou devant donner une teinte déterminée de notre échelle est connue, il est possible de calculer l'opacité que doit présenter une région à opacifier, pour la faire contraster avec la première suivant un rapport établi d'avance, portant en numérateur le numéro de la teinte que nous voulons

obtenir, et en dénominateur celui de la teinte correspondant à la région non opacifiée.

Nous avons employé à dessein le mot région, car le problème serait trop simple s'il ne s'agissait que de calculer simplement l'opacité d'une substance isolée par rapport à une autre. En effet, la plupart du temps, le système que l'on veut opacifier est enfoui au milieu de la région sur laquelle il est utile de le faire contraster. A ce niveau, il a, en avant et en arrière de lui, sur le trajet du rayon qui le traverse, des régions d'opacité différente de la sienne. Donc l'opacité en ce point sera égale à la somme des opacités propres des différentes épaisseurs traversées. D'autre part, l'opacité de la région traversée par le rayon tangent à ce système, par conséquent celle sur laquelle on veut le faire contraster, pourra également être obtenue en faisant la somme de l'opacité de plusieurs épaisseurs respectivement égales aux premières.

Soient :

A, B, C, ces épaisseurs dont la somme E est égale à l'épaisseur totale de la région au point considéré;

k étant le rapport de contraste;

Δ la constante d'opacité en épaisseur de la région normale;

X la constante d'opacité en épaisseur de la substance remplissant la région opacifiée;

Nous aurons :

$$k = \frac{\Delta A + XB + \Delta C}{\Delta(A + B + C)},$$

mais :

$$\Delta A + \Delta C = \Delta(A + B + C) - \Delta B$$

ce qui nous donnera, en définitive :

$$X = \Delta \left[\frac{E}{B} (k - 1) + 1 \right] \qquad (1).$$

Cette formule nous permet ainsi de calculer la valeur de la constante d'opacité en épaisseur X d'une substance à

rechercher, destinée à donner un contraste de rapport k avec une région homogène de constante d'opacité Δ en fonction de l'épaisseur totale E de la région et de l'épaisseur B de la partie à opacifier.

La plupart du temps, on cherche à obtenir un contraste entre l'image d'un système opacifié par introduction d'une substance opaque quelconque et celle des parties molles qui l'entourent. Il est donc intéressant, pour pouvoir calculer la constante d'opacité en épaisseur des substances permettant de créer un contraste défini, de connaître la constante des parties molles.

Mais *le corps dont l'opacité se raproche le plus de celle des tissus (sauf du tissu osseux) est la paraffine;* ce qui permet d'admettre que sa constante d'opacité en épaisseur est égale à celle des parties molles.

La valeur de cette constante est de :

$$\Delta = 269{,}96.$$

Elle a été établie à partir des formules données plus haut, et sera utilisée dans la majeure partie des opérations à effectuer pour la détermination de la constante d'opacité de substances opacifiantes à rechercher.

Un exemple suffit pour montrer la facilité avec laquelle se feront ces calculs.

Soit une pièce anatomique de 2,5 centimètres d'épaisseur, constituée uniquement par des parties molles, et donnant ou devant donner sur le cliché radiographique la teinte n° 2 de notre échelle. On veut opacifier dans cette pièce des vaisseaux de 0,1 millimètre de diamètre, de telle façon que ceux-ci donnent, sur le cliché, la teinte n° 5. Quelle est la valeur de la constante d'opacité en épaisseur du produit opacifiant à employer?

Nous appliquerons la formule (1), dans laquelle nous remplacerons les lettres par leur valeur, c'est-à-dire :

$$E = 2{,}5 \qquad B = 0{,}01$$

$$\Delta = 269{,}96 \qquad k = \frac{5}{2},$$

Ce qui donnera :

$$X = 269{,}96 \left[\frac{2{,}5}{0{,}01} \times \left(\frac{5}{2} - 1 \right) + 1 \right],$$

d'où :

$$X = 101\,504{,}96.$$

Il nous suffira donc de rechercher la masse opaque dont la constante d'opacité en épaisseur est de : 101 504,96.

Mais comme il faudrait un hasard extraordinaire pour trouver sans tâtonnements une semblable substance, le mieux est d'user de l'artifice suivant : on prend la masse dont la constante d'opacité, immédiatement supérieure au résultat obtenu, est connue, et on amène cette constante à la valeur qu'elle doit avoir, en diluant la masse par addition d'un corps à faible constante d'opacité. On doit toutefois avoir soin de choisir ce corps de telle façon qu'il ne produise aucune modification nuisible à la bonne pénétration de l'ensemble.

La dilution sera calculée suivant la formule :

$$v = \frac{V(X - \Delta_1)}{\Delta_2 - X}$$

où :

X représente la constante d'opacité à obtenir;

Δ_1, la constante d'opacité, toujours plus grande que X, de la masse choisie;

V, le volume de la masse de constante Δ_1;

Δ_2, la constante d'opacité, toujours plus petite que X, du corps employé pour diluer,

et v le volume de ce corps.

Ce qui donne, au cas où nous aurions choisi une masse connue, de constante d'opacité $\Delta_1 = 115\,525$, dont le volume serait V = 25 centimètres cubes, et que nous voulions la diluer avec un corps de constante d'opacité $\Delta_2 = 545$, afin d'obtenir une substance de constante d'opacité X = 101 504,96 :

$$v = \frac{25(101\,504{,}96 - 115\,525)}{545 - 101\,504{,}96}.$$

d'où :

$$v = 3{,}47 \text{ centimètres cubes.}$$

Il nous faudra donc ajouter aux 25 centimètres cubes de la masse que nous avions choisie 3,47 centimètres cubes du corps employé pour la diluer, si nous voulons obtenir les contrastes prévus à l'exemple précédent.

PENETRATION DE LA SUBSTANCE OPAQUE

Maintenant que nous savons calculer l'opacité d'une substance permettant par introduction dans un système quelconque de donner un contraste déterminé, il nous faut voir comment elle va se comporter lors de sa pénétration.

Il est évident que si on opacifie une grande cavité ou un conduit de diamètre important, l'introduction de cette substance se fera sans aucune difficulté. Mais la plupart du temps, on aura à faire pénétrer le produit opaque dans un canal très fin, les branches terminales d'une artère par exemple. A ce moment, on ne pourra procéder que par injection de masses opaques liquides ou gazeuses.

Mais, pour des causes diverses, la progression de ces masses sera entravée souvent à tel point que certaines branches terminales ou subterminales du système injecté ne contiendront pas du tout de substance opaque.

Les raisons de ce défaut de pénétration sont d'ordre physique, mécanique ou chimique.

Raisons d'ordre physique.

Toutes les substances opacifiantes utilisées en radiologie anatomique sont plus ou moins liquides à la température d'injection.

Mais nous savons que la surface des liquides est comparable à une membrane élastique, et que cette élasticité est due à l'action des molécules superficielles de ces liquides,

c'est-à-dire aux forces qui constituent leur tension superficielle.

Il est évident alors que la progression des liquides opaques à l'intérieur des régions où on les introduit est étroitement liée à la valeur de leur tension superficielle.

En effet, si on essaie, par exemple, de faire passer du mercure dans un tube capillaire de très faible diamètre, il faut une pression considérable, et on se rend compte que si ce tube capillaire est une artériolle, toujours assez fragile, il y aura inévitablement rupture des parois quand la pression dépassera leur résistance limite, ou défaut d'injection si la pression n'est pas suffisante.

Mais où le problème se complique, c'est que dans les vaisseaux précapillaires il y a toujours présence de liquides aqueux, qui sont un obstacle à la bonne progression des masses d'injection de tension superficielle différente de la leur. C'est, sur le vivant, l'histoire des embolies gazeuses et graisseuses; la circulation sanguine étant arrêtée par quelques gouttes d'huile ou quelques bulles d'air, que la faible pression du sang n'est pas capable de mobiliser.

Le même phénomène se produit quand, sur une pièce anatomique, on injecte une substance opaque huileuse dans des artères. Cette substance se divise, au niveau des branches très fines, en gouttelettes qui donnent, sur la plaque radiographique, des images dites en chapelet.

Nous n'entrerons pas dans des considérations mathématiques sur la valeur des tensions superficielles des différents liquides que nous rencontrerons; nous dirons seulement que plus la tension superficielle des masses opaques employées sera voisine de celle des liquides circulant normalement dans les régions à étudier, meilleurs seront les résultats.

La façon la plus simple de comparer les tensions superficielles de ces différents liquides est le procédé du compte-gouttes. L'appareil employé est le compte-gouttes de Duclaux, qui donne 100 gouttes pour 5 cm^3 d'eau distillée. Ce procédé n'est pas extrêmement précis, mais il est cepen-

dant suffisant pour les liquides dont la tension superficielle est voisine de celle de l'eau. La tension est toujours proportionnelle à la densité, et inversement proportionnelle au nombre de gouttes.

En radio-anatomie, le liquide de base, celui qui stagne le plus souvent dans les petits vaisseaux, est constitué par de l'eau formolée. C'est donc avec ce liquide que nous comparerons les masses d'injection employées.

Raisons d'ordre mécanique.

On utilise, le plus souvent, des substances opaques solides véhiculées dans des liquides quelconques. Elles ne modifient pas d'une façon appréciable les constantes physiques de ceux-ci.

Ces substances, quoique employées sous forme de poudre extrêmement fine, sont souvent un obstacle à la bonne pénétration de la masse à injection, soit par coincement, soit par incompatibilité de dimensions.

Coincement. — Les grains des poudres employées, loin d'être parfaitement sphériques, sont hérissées d'aspérités, qui les accrochent aux parois des vaisseaux. Il se produit alors un coincement de plusieurs grains et, par accumulation successive, le conduit se trouve oblitéré, bien que le diamètre de ces grains soit inférieur au sien.

Incompatibilité de dimensions. — Cependant c'est souvent un grain de grosseur assez importante, en général du diamètre moyen du vaisseau qui arrête l'ensemble de la masse opaque à l'endroit où celui-ci se rétrécit.

Donc, comme dans la plupart des cas, l'injection ne doit pas dépasesr le système capillaire, on aura intérêt à employer des poudres dans un état de division tel que le diamètre de leurs grains les plus petits soit égal à celui des capillaires.

Raisons d'ordre chimique.

Si le produit employé est un corps formant, au contact des vaisseaux, un précipité plus ou moins gélatineux, il se pro-

duit, bien avant l'endroit où dans les branches assez petites la vitesse de progression de la masse opaque devient inférieure à celle de précipitation, une obstruction totale du conduit par adhérence successive des couches de précipité qui empêche ainsi la masse d'aller plus avant.

C'est ce qui se passe si on emploie le sous-acétate de plomb, car il produit au contact des albumines un précipité gélatineux de sels plombiques qui l'arrête dans sa progression.

CHAPITRE II

ETUDE CRITIQUE DES MASSES ET DES TECHNIQUES D'INJECTIONS COURANTES

METHODE PERSONNELLE

A. — ETUDE CRITIQUE

Les méthodes utliisées sont, pour la plupart, dues à l'ingéniosité des auteurs; en effet, aucune règle précise ne les a guidés dans le choix des substances opaques, et fréquemment ils ont eu recours à l'expérience de leurs prédécesseurs en adoptant telle ou telle masse d'injection qui, d'après les résultats obtenus, semblait donner satisfaction.

Il n'est pas possible de décrire toutes les méthodes employées car si on en connaît quelques-unes transmises d'années en années, les autres n'ont pas été révélées, les auteurs se bornant à présenter leurs clichés et à les interpréter.

Souvent, les masses comportent une base opaque commune, mais elles diffèrent : d'une part, dans la façon de l'utiliser, et, d'autre part, dans l'adjonction de produits destinés à la véhiculer.

Pour les classer, nous envisagerons d'abord la base opaque et ensuite nous signalerons les substances qui l'accompagnent.

La base opaque est toujours représentée par un corps à forte densité choisi la plupart du temps parmi les métaux. les métalloïdes ou leurs sels.

Pour plus de commodité, nous étudierons d'abord les

métaux et les sels métalliques, puis les métalloïdes et les sels de leurs acides.

Dans ces diverses classes, nous signalerons les corps simples ou composés toxiques et non toxiques; autrement dit, ceux qui doivent être exclusivement réservés aux recherches anatomiques sur le cadavre, et ceux qui permettent en même temps d'effectuer ces recherches sur le vivant. Parmi ces derniers, nous citerons les produits opacifiants utilisés d'une façon courante en radiologie clinique, et au moyen desquels les radiologistes ont, non seulement fait des études très importantes sur l'anatomie et la physiologie de certains organes, mais encore en ont décelé la plupart des modifications pathologiques.

De plus, ces corps peuvent être solubles ou insolubles dans l'eau ou dans les substances organiques qui se trouvent à leur contact, suivant les circonstances de leur emploi. Cela nous donnera en même temps la possibilité de voir les avantages et les inconvénients qui peuvent en résulter.

I. — Métaux.

Les métaux ont été employés soit isolément, soit sous forme d'alliages.

a) Métaux isolés.

Les essais préliminaires, si nous pouvons nous exprimer ainsi, tels que ceux de Tuffier avec des sondes rendues opaques par remplissage de grenaille de plomb, ou les fils de métaux divers, à gros poids atomique, introduits avec soin dans des conduits ou des cavités, ont manqué de précision et sont abandonnés. Néanmoins, ces procédés peuvent être employés s'il s'agit uniquement d'établir des points de repère sans vouloir déterminer d'une façon exacte la forme des conduits ou des organes étudiés.

b) Mercure.

Ce métal, de densité 13,6, liquide à la température ordinaire, avait acquis auprès des anatomistes une grande vogue

dans l'étude par remplissage des vaisseaux lymphatiques. Il devait nécessairement, à cause de sa grande maniabilité, être employé un des premiers dans l'étude radiographique par injections opaques. Les principaux auteurs qui l'ont utilisé uniquement sur le cadavre à cause de sa grande toxicité sont : Soulié, Gérard et Castiaux, Marie et Cavalié, Looten et Bellocq.

Mais tous, quel que soit l'objet de leurs recherches, ont été obligés de l'abandonner à cause des nombreux inconvénients qu'il présente. On peut dire, d'une façon générale, que ce métal a le défaut de ses qualités. En effet, en raison de sa grande mobilité et de sa densité élevée, il reste difficilement là où on l'a placé et lorsqu'il s'agit de vaisseaux, ou il ne pénètre pas dans les fines ramifications, à cause d'une trop forte tension superficielle, ou il les dilate jusqu'à la rupture.

c) Alliages.

Les anatomistes se servaient déjà des alliages fusibles à basse température dans l'étude de la forme de certaines cavités ou de certains conduits.

Ceux-ci, devant à leurs constituants d'être très opaques, ont été, dès le début, employés en radiologie anatomique.

Voici leur composition en poids et leurs points de fusion respectifs :

	Bi	Pb	Sn	Cd	Fusion
Alliage de Newton	8	5	3	0	94°5
Alliage de Darcet	2	1	1	0	93°
Alliage de Wood	7	2	2	2	65°

Ce tableau est emprunté au traité de chimie de Troost. Le dernier alliage, celui de Wood, est en général connu en anatomie sous le nom d'alliage de Lippowitz, nom de l'anatomiste qui l'a appliqué à cette science.

Tous ces alliages doivent leur point de fusion très bas à la présence de bismuth.

Quoique exclusivement réservés aux travaux effectués sur le cadavre, ils ont été abandonnés, car, s'ils permettent à la rigueur de mouler assez facilement une cavité, ils ne peuvent pénétrer dans les vaisseaux de faible diamètre et obligent à un réchauffage de la pièce dans laquelle ils doivent être introduits.

II. — Sels métalliques.

L'emploi des sels métalliques s'est généralisé dans la constitution des masses à injections opaques.

On les utilise soit sous forme de solutions, soit pulvérisés et incorporés à un ou plusieurs autres corps plus ou moins liquides qui servent de véhicule pour les introduire dans les régions à étudier.

Ces corps auxiliaires sont souvent, par leurs propriétés, un obstacle à la bonne pénétration de la masse dans la constitution de laquelle ils entrent.

a) Sels de plomb.

Il semble que les premiers sels employés soient les sels de plomb. D'ailleurs, ceci n'a rien de surprenant puisque aussitôt après sa découverte, Roentgen avait constaté l'opacité des peintures à base de céruse, et que, en anatomie, il existait déjà des masses à injection, comme celle de Teichmann, où le minium entrait pour une large part.

Minium. — Ce corps de formule chimique Pb^3O^4 est une combinaison de protoxyde et de bioxyde de plomb; sa densité est de 8,32. Il se présente sous la forme d'une poudre rouge vif, très employée en peinture. C'est un sel neutre, insoluble dans l'eau, les acides dilués et les matières organiques. Il n'est pas employé en médecine.

Michel Salmon et Jacques Dor, Mouchet, Massé, Lheureux, Flèche, Dubecq, L. Dieulafé, P. Descomps, G. de Falletans et G. de Lalaubie, Cottenot et Fidon, F. Corsy, Brocq, Heymann et Mouchet, Pedro Belou, P. Bellocq, et certainement beau-

coup d'autres qui ne l'ont pas signalé, l'utilisent sous forme de masses diverses, tant par la quantité de minium qu'elles contiennent que par la substance qui lui sert de support.

Descomps, de Falletans et G. de Lalaubie, Bellocq, emploient une masse composée de minium finement porphyrisé dilué au cinquième dans l'essence de térébenthine.

Corsy modifie un peu cette technique en fluidifiant, par quelques gouttes de sulfure de carbone, une pâte épaisse de minium et d'essence de térébenthine.

Bellocq et Mouchet injectent après lavage préalable des vaisseaux à l'eau et à l'essence de térébenthine un mélange non défini de minium avec ce dernier liquide. Ils injectent en même temps un autre système de la même pièce avec du suif additionné de minium.

Ces auteurs constatent que, malgré tous les soins apportés à la composition de la masse d'injection, les fines branches des artères injectées ne sont pas opacifiées.

Dubecq utilise la préparation employée avant lui par Flèche, et dont voici la formule :

Minium	500 g.
Huile de lin	100 cc.
Essence de térébenthine	20 cc.
Alcool à 90 degrés	10 cc.

On malaxe le tout jusqu'à ce qu'on obtienne une crème liquide et surtout exempte de grumeaux.

Cette crème est injectée dans les artères après y avoir fait passer un mélange d'alcool et d'essence de térébenthine. L'injection est poussée lentement et sans employer trop de force pour éviter de les rompre.

Nous avons constaté sur les radiographies publiées par ces auteurs que les branches précapillaires de leurs pièces n'étaient pas injectées.

Heymann et Mouchet, Brocq, apportent une légère modification à cette technique en poussant l'injection après lavage des artères au benzol.

Quant à Michel Salmon et Jacques Dor, ils emploient la masse suivante qu'ils introduisent dans les vaisseaux :

1 partie en poids de colophane pilée;
1 partie d'huile de lin;
2 parties de minium.
Essence de térébenthine : Q. S. pour obtenir un liquide très fluide.

Dans certains cas, disent-ils, on doit ajouter un peu d'éther pour fluidifier davantage.

Massé, dans sa thèse, décrit également un produit constitué par :

Blanc d'Espagne } mastic.
Huile de lin }
Minium : Q. S. pour coloration très forte.

On ajoute du sulfure de carbone au moment de l'injection, de façon à obtenir la fluidité désirée. Cependant, la masse ne passe pas partout et s'arrête bien avant les capillaires.

Pissavy et Saidmann utilisent, pour injecter les vaisesaux des pièces à étudier, une masse qu'ils constituent en ajoutant à une quantité quelconque de silicate de soude du minium pulvérulent jusqu'à ce qu'il dépose au fond du mortier où se fait la préparation. Ils y ajoutent ensuite V gouttes d'essence de térébenthine.

Dieulafé et Mathieu repèrent le pancréas par badigeonnage de peinture au minium sur sa face externe.

Céruse. — La céruse, hydrocarbonate de plomb répondant à la formule $2CO^3Pb + Pb(OH)^2$, est un corps de couleur blanche insoluble dans l'eau ou les liquides organiques et employé autrefois beaucoup en peinture. Il est abandonné à cause de sa toxicité.

Lheureux l'a utilisée sur la même pièce, en parallèle avec le minium, afin d'avoir deux masses de couleurs nettement différentes.

Il injectait, en effet, dans une artère un mélange de collo-

dion et de minium qui la colorait en rouge, et dans une autre un complexe formé de collodion, de céruse et de bleu de Prusse.

On remarquera que, dans toutes les techniques employées, les auteurs ont été préoccupés de donner à leurs masses à injection une grande fluidité, par l'adjonction soit de corps gras, soit de produits volatils divers. Or, malgré toutes leurs précautions, ils sont unanimes à reconnaître les difficultés rencontrées pour injecter d'une façon uniforme les territoires vasculaires en atteignant les fines ramifications artérielles. Ce défaut de pénétration peut s'expliquer non seulement par la porphyrisation insuffisante des corps employés dont les grains obstruent mécaniquement les branches précapillaires, mais encore par la tension superficielle des divers véhicules incompatible avec une bonne progression de la substance opaque.

Nous avons vu, en effet, dans le chapitre précédent qu'une masse à injection, pour pouvoir pénétrer entièrement dans les vaisseaux, devait présenter une tension superficielle à peu près égale à celle de l'eau. Or, la plupart des substances employées comme vecteur du minium ont une tension superficielle soit trop élevée comme la résine et ses dérivés, soit trop faible comme les huiles et les essences.

Acétate de plomb. — L'acétate neutre de plomb a pour formule $(C^2H^3O^2)^2Pb + 3H^2O$. Ce sel, appelé autrefois sel de Saturne, se dissout dans la moitié de son poids d'eau froide. Cette solution est employée en médecine pour l'usage externe sous le nom d'extrait de Saturne; elle est fortement toxique. C'est un sel plombeux. Il se transforme, au contact de l'albumine et des substances organiques, en sel plombique insoluble.

Cette propriété a été utliisée par M. Garein et J. Garcin. Ils injectaient dans une artère une solution d'acétate neutre de plomb et prenaient une première radiographie. Ils chassaient ensuite cette masse avec de l'eau distillée en relavant

plusieurs fois; puis ils faisaient une deuxième radiographie sur laquelle on voyait encore les contours du système injecté grâce aux sels plombiques déposés.

De toutes les injections opaques ayant les sels de plomb pour base, c'est celle dont la pénétration a toujours été la meilleure. Cependant, elle est aujourd'hui abandonnée.

Elle présente, en effet, comme inconvénient son principe même basé sur la précipitation des sels plombiques au contact des albumines ou, d'une façon plus générale, des matières organiques. Cette précipitation finit par entraîner un encombrement partiel des petits vaisseaux qui empêche la progression de la solution opaque de sels plombeux.

b) Sels de mercure.

Le mercure ayant été employé comme substance opaque et n'ayant pas donné les résultats auxquels on s'attendait, il n'y avait qu'un pas à faire pour employer ses sels. Ce pas fut d'autant plus rapidement franchi qu'on les utilisait déjà en peinture et en médecine.

Le seul sel de mercure auquel on ait eu recours pour opacifier les vaisseaux est le sulfure mercurique HgS, ou Cinabre, minerai naturel du mercure.

Vermillon. — Ce sel, plus connu sous la dénomination de vermillon, se présente, débarrassé de ses impuretés ou fabriqué industriellement par synthèse, sous forme d'une poudre rouge, insoluble dans l'eau ou dans les liquides organiques, et relativement peu toxique. Son poids moléculaire est de 232. Il doit son pouvoir opacifiant à la grande proportion de mercure qu'il contient.

Cette poudre, utilisée par Marie et Cavalié, Gérard et Castiaux, d'Halluin, C. Carrière et J. Tourneux, Pedro Belou et certainement beaucoup d'autres auteurs qui ne l'ont pas signalé, ne peut être introduite dans une cavité ou un canal qu'au moyen d'une substance auxiliaire lui servant de véhicule.

Carrière et Tourneux ne donnent que la formule de la masse employée, qui est la suivante :

Alcool	1 litre.
Vermillon	Q. S. pour saturer.
Colophane	

introduite par injection dans les artères.

Quant aux autres auteurs, ils parlent simplement d'un mélange de vermillon et d'essence de térébenthine injecté dans les vaisseaux dont ils ont cherché à obtenir l'image radiographique.

Tous les clichés obtenus présentent des contrastes moyens et montrent quelques branches artérielles assez fines, mais irrégulièrement réparties. Ces contrastes prouvent que l'opacité de ce sel n'est pas assez grande pour faire apparaître de façon très nette les branches extrêmement fines. De plus, la tension superficielle du support est une des principales causes de son défaut de pénétration, bien qu'il puisse, en général, être pulvérisé d'une façon remarquable.

c) Sels de bismuth.

Les sels de bismuth furent autrefois très employés en médecine, surtout en radiodiagnostic, pour l'examen du tube digestif. Ils sont à peu près abandonnés à cause des composés toxiques qui se forment souvent dans l'intestin, au contact des impuretés (traces de plomb et d'arsenic) dont il est extrêmement difficile de les séparer.

Ce sont tous des sels insolubles dans l'eau ou les liquides organiques; ils se décomposent à la longue à leur contact.

Le sous-nitrate de bismuth. — Le sous-nitrate de bismuth médical est un corps complexe dont la formule peut s'écrire de la façon suivante :

$$\begin{matrix} AzO^3 \\ AzO^3 - \\ OH \end{matrix} \!\!\diagdown\!\!\diagup\!\!\!

C'est une poudre blanche insoluble dans l'eau, qui fut employée, semble-t-il, pour la première fois par Béclère pour le diagnostic radiologique. Elle tient ses propriétés opacifiantes du gros poids atomique du bismuth. Cependant, il est bon de remarquer que la concentration de ce métal est faible si on la compare à la totalité de l'ensemble.

Aubourg, Beck, G. Leven et G. Barret l'ont utilisé pour injecter des pièces anatomiques, mais sans présenter les radiographies.

Aubourg et Beck s'adressent à la formule suivante :

Sous-nitrate de bismuth	33 %
Vaseline	67 %

en volumes.

Ils font l'injection à une température d'environ 40° C.

Cette masse est encore employée en radiologie clinique pour radiographier les trajets fistuleux

G. Leven et G. Barret créent une masse composée de : sous-nitrate de bismuth, de lycopode, et de solution gommeuse à 20 p. 100, mais ne donnent pas les quantités de chacun des constituants. De plus, leurs recherches ne portent que sur le tube digestif du cadavre, et ils ne publient aucun résultat.

Henri Béclère injecte les artères de la main avec un produit dont il ne donne pas la constitution, puis il imprègne les plis de la peau avec de la pâte bismuthée. Il arrive ainsi à obtenir des clichés tout à fait curieux, et il insiste sur l'utilité de cette méthode pour rechercher des repères anatomiques, ainsi que pour l'identification en médecine légale.

Oxychlorure de bismuth. — L'oxychlorure de bismuth répond à la formule : $2BiOCl + H^2O$.

Il est le résultat de l'action de l'eau dans laquelle il est insoluble, sur le chlorure de bismuth, et présente une couleur dite « blanc de perle ». Il est assez toxique et n'est plus employé sur le vivant.

Un seul auteur, Neil Mac Leod, l'a utilisé pour des recher-

ches sur le système vasculaire, sans tirer de conclusions et sans publier de clichés, en injectant la masse suivante :

Oxychlorure de bismuth	1 partie
Gomme arabique	2 parties
Eau	5 parties

Ces sels n'ont pas permis de faire l'étude des systèmes artériels fins, car, si sous une grande épaisseur ils présentent une opacité considérable, celle-ci n'est pas assez forte pour obtenir des contrastes utiles au niveau des vaisseaux de faible diamètre.

d) Sels de baryum.

Certains sels de baryum sont, à l'heure actuelle, très employés en radiologie clinique. C'est sans doute ce qui a incité certains auteurs à les utiliser dans des recherches radio-anatomiques. Ils ne sont pas toxiques à l'état de pureté.

Sulfate de baryum. — Le seul sel de baryum employé pour les recherches anatomiques par injections opaques, est le sulfate de baryum, SO^4Ba. Il se présente sous la forme d'une poudre blanche insoluble dans l'eau et dans les acides faibles. On le connaît en peinture, sous le nom de blanc fixe. Ce sel n'a pas un pouvoir opacifiant considérable, car son poids moléculaire est relativement peu élevé. Cependant, sous une assez forte épaisseur, il possède une opacité suffisante qui l'a fait utiliser en radiodiagnostic pour l'examen du tube digestif. Sous une faible épaisseur, il ne permet pas d'obtenir de contrastes intéressants. Quelques auteurs seulement l'ont employé en radiologie anatomique.

e) Sels de métaux divers.

Un petit nombre de chercheurs ont utilisé, pour des recherches anatomiques, tant sur le vivant que sur le cadavre, des sels métalliques dont la toxicité est nulle, mais qui, s'ils ont été employés par eux avec des techniques spéciales, ne peuvent pas être d'un usage courant en radio-anatomie.

Bromure de strontium et bromure de lithium. — Ces deux corps ont été utilisés par Egas Moniz, Almeida Dias et Almeida Lima, pour faire la « révision de la topographie cranio-encéphalique ».

Ces sels, en solutions à 70 et 100 p. 100, nécessitent une méthode particulière que nous signalerons à propos des iodures.

Oxyde de zirconium; oxyde de fer et oxyde de thorium. — Kaestle signale l'oxyde de zirconium comme corps à injecter en suspension dans un véhicule quelconque.

Il parle, également, de l'oxyde de fer et de l'oxyde de thorium, mais sans donner de résultats ni de formules.

On se sert aujourd'hui, en radiologie clinique, pour opacifier certains organes sur le vivant, de « thorotrast », qui est constitué par une solution à 25 p. 100 de bioxyde de thorium, ThO^2, se mélangeant aux humeurs du corps sans floculer. Ce produit, extrêmement coûteux, n'a pas été utilisé en anatomie.

Collargol. — Le collargol a été employé, en solution à 5 p. 100, par M. Lichtemberg pour radiographier l'arbre urinaire sur le cadavre. Mais aucun résultat n'a été publié.

On voit que tous ces sels métalliques, solides ou en solutions, n'ont pas donné tous les résultats qu'escomptaient les anatomistes qui les ont utilisés. Cependant, on doit reconnaître qu'ils ont permis d'effectuer des travaux assez importants. Les seules raisons qui en ont la plupart du temps limité l'emploi sont : d'abord la mauvaise pénétration de la masse d'injection, et ensuite, avec les masses passant facilement, des contrastes insuffisants pour permettre une étude complète des territoires explorés.

III. — Métalloïdes.

Parmi tous les métalloïdes, il en est un seul dont l'opacité soit assez grande pour qu'on puisse l'utiliser en radiologie comme moyen opacifiant. Son emploi est assez récent et date

seulement de l'après-guerre; le problème consistait, en effet, à incorporer une quantité suffisante de ce corps toxique à l'état normal à une substance lui servant de véhicule, cela de telle façon que la combinaison ne soit pas dissociable au contact des liquides organiques ou des agents extérieurs.

L'iode.

L'iode, métalloïde dont le poids atomique est le plus élevé, 127, n'a pu être utilisé qu'au moment de l'apparition du « lipiodol », qui est de l'huile d'œillette contenant en poids 40 p. 100 d'iode organiquement fixé, et par conséquent non toxique.

Ce produit, employé surtout en clinique pour des quantités de recherches, a l'inconvénient d'être d'un prix assez élevé qui ne permet pas son application courante en anatomie.

Egas Moniz, Cottenot et Fidon, Caussade et Tardieu ont abandonné cette substance, car l'injection n'arrivait que rarement jusqu'aux capillaires, ou tout au moins était gênée par la présence d'un liquide aqueux quelconque.

Les iodures.

Par contre, les iodures des métaux alcalins ont été beaucoup employés, surtout à cause de leur grande solubilité. Mais leurs indications semblent assez limitées, surtout lorsqu'il s'agit d'injecter un système artériel ou veineux, car leurs solutions traversent les capillaires et obligent à imaginer des méthodes ingénieuses dont l'une des plus intéressantes est celle employée par Egas Moniz, Almeida Dias et Almeida Lima.

Ces auteurs ont utilisé, en plus des corps que nous avons vus plus haut :

L'iodure de lithium en solution de 50 à 100 p. 100;
L'iodure de potassium et surtout l'iodure de sodium en solutions jusqu'à 150 p. 100,

pour opacifier les artères et les veines du cerveau.

Ils injectaient le liquide opaque par la carotide du côté à étudier, et, afin d'empêcher son passage dans le système symétrique par les artères communicantes antérieures et postérieures, envoyaient dans l'autre carotide une injection d'eau poussée en même temps, à la même vitesse et à la même pression. Quand, sous l'écran radioscopique, le produit opaque atteignait les capillaires, ils prenaient un premier cliché représentant les artères. Ensuite, ils poussaient des deux côtés une égale quantité d'eau qui chassait, à travers les capillaires, le liquide opaque dans les veines et faisaient un nouveau cliché sur lequel se dessinait l'image de celles-ci.

Nous signalerons pour terminer les produits opaques destinés à l'exploration radiologique du rein, sur le vivant, par pyélographie descendante.

Ces produits sont la plupart du temps employés en injections intraveineuses et s'éliminent par le rein, rendant ainsi opaque l'urine excrétée, ce qui permet de voir l'image des canaux, conduits, ou toutes parties dans lesquelles elle circule.

Le type en est « l'urosélectan B », qui est un liquide dérivé de la pyridine, contenant 51,5 p. 100 d'iode organiquement fixé.

On n'a pas fait de travaux anatomiques par l'intermédiaire de ces produits, à cause de leur prix prohibitif.

L'air.

De plus, les injections d'air sont comparables aux méthodes opacifiantes, parce qu'elles donnent aux organes et aux conduits injectés une opacité négative. Leur emploi est basé sur des constatations faites sur le vivant à l'état normal : aspect pulmonaire, poche d'air gastrique, gaz intestinaux. Il a été utilisé en injections sur le cadavre par Cossa, Morris et Bader, mais les résultats obtenus ont été médiocres.

Il permet sous une certaine épaisseur d'obtenir des contrastes intéressants; mais comme, dans la plupart des cas,

il ne peut être utilisé dans les conduits de faible diamètre, son emploi reste actuellement réservé à la radiologie clinique.

B. — METHODE PERSONNELLE

En 1931, M. le Professeur Villemin nous demanda de radiographier le système artériel du rein injecté avec une substance opaque.

Nous avons d'abord utilisé certaines des masses à injections couramment employées par les anatomistes, et, comparant nos résultats avec ceux déjà publiés sur le même sujet, nous nous sommes rendu compte que, ou bien les radiographies manquaient de finesse au niveau des branches terminales des artères dont la plupart n'étaient pas injectées, ou bien, dans d'autres cas, les contrastes étaient insuffisants pour donner une image nette.

Nous avons alors recherché les causes de ces résultats insuffisants et, dans ce but, nous avons expérimenté un certain nombre de liquides pour finalement nous arrêter à un produit à base d'iodure de plomb. Ce dernier s'est montré non seulement très opaque, mais encore d'un emploi facile.

Au cours de la mise au point de notre méthode, nous avons fait des essais sur les systèmes susceptibles d'être étudiés par les injections opaques, mais nous l'avons particulièrement perfectionnée en utilisant comme matériel les reins d'homme et de différents mammifères.

Après avoir rappelé les propriétés physiques et chimiques de l'iodure de plomb, nous exposerons la composition de la masse injectée, la technique employée et enfin nous montrerons les travaux effectués avec cette méthode.

L'iodure de plomb

L'iodure de plomb est un sel, d'un beau jaune, qui a pour formule PbI^2. Il est constitué par une combinaison de

207,2 grammes de plomb avec 253,8 grammes d'iode pour un poids moléculaire de 461 grammes.

On l'obtient facilement en traitant une dissolution d'un sel de plomb par l'iodure de potassium. Au moment où on mélange les deux solutions, il y a précipitation d'iodure de plomb et toute la masse prend une couleur jaune. Cependant, pour avoir une combinaison totale, il faut agiter énergiquement, car le précipité forme une sorte de croûte isolant les deux réactifs.

L'iodure de plomb est peu soluble dans l'eau; il se dissout dans 1.235 parties d'eau froide et seulement dans 195 parties d'eau bouillante; mais il est très soluble dans l'iodure de potassium. C'est pour cette raison que, si, en mélangeant les deux solutions nécessaires à sa préparation, on met en excès celle d'iodure de potassium, il y a une partie de l'iodure de plomb qui reste en solution.

La réaction se fait d'après l'équation suivante :

$$(AzO^3)^2Pb + 2IK = PbI^2 + 2AzO^3K;$$

ce qui montre que pour obtenir 461 grammes d'iodure de plomb, il faut mettre en présence 331,2 grammes d'azotate de plomb, et 332 grammes d'iodure de potassium. Il y a en même temps formation de 202,2 grammes de nitrate de potassium.

L'iodure de plomb est un sel neutre, qui n'attaque ni les parois des vases dans lesquels il est fabriqué, ni les étoffes, ni les matières organiques. Il se dépose sous forme d'une poussière impalpable, extrêmement adhérente, et très difficile à faire disparaître des récipients qui l'ont contenu.

Masse à l'iodure de plomb.

La facilité avec laquelle on prépare l'iodure de plomb, qui est produit à l'état de précipité dont les grains extrêmement ténus sont parmi les plus fins que l'on puisse constituer par une méthode artificielle, nous a amené à l'utiliser tel qu'il se forme au moment de la réaction.

Dans nos premiers essais, sans même prendre la peine de peser ou de mesurer exactement la quantité et le titre des solutions que nous mettions en présence, nous nous sommes servi directement du complexe obtenu par leur mélange.

Cependant, par la suite, nous avons reconnu qu'il était bon, à cause de la dissolution facile de l'iodure de plomb dans l'iodure de potassium, de n'employer que des solutions parfaitement titrées et contenant chacune, pour le même nombre de centimètres cubes, une quantité de produit telle que la réaction s'effectue totalement sans aucun excès de réactif.

Nous avons choisi comme sel de plomb le nitrate de plomb, à cause de sa grande solubilité dans l'eau. En effet, ce sel se dissout dans 1,98 parties d'eau à 17°5 C. Mais comme la température d'un laboratoire d'anatomie est en général voisine de 10 degrés, et pour ne pas courir le risque de cristallisation éventuelle d'une solution saturée, nous avons établi notre solution de façon à avoir 1 gramme de nitrate de plomb pour 2,57 grammes d'eau. Ce qui correspond à la formule suivante :

Azotate de plomb		217 g.
Eau	Q. S. P.	500 cm³.

La solution se prépare de la façon suivante : faire dissoudre la quantité totale de nitrate de plomb dans 300 cm³ d'eau distillée chaude et compléter après refroidissement à 500 cm³. Chaque centimètre cube de cette eau contient donc 0,434 gramme de nitrate de plomb.

Quant à la solution d'iodure de potassium, nous l'avons faite de telle façon que ce sel, quoique très soluble dans l'eau, qui à 18 degrés en dissout 1,43 fois son poids, ne se trouve pas en excès dans la réaction en mélangeant une quantité égale des deux réactifs. C'est pourquoi nous avons dissous 217 grammes d'iodure de potassium dans une quantité d'eau suffisante pour que la totalité de la solution occupe un volume de 500 cm³.

Pour arriver à ce résultat, introduire 217 grammes d'iodure de potassium dans un ballon jaugé de 500 cm^3; ajouter de l'eau distillée jusqu'à deux travers de doigt du trait jaugé; agiter; et, lorsque la température du liquide est devenue égale à celle du milieu extérieur, compléter d'eau jusqu'au trait de jauge. Un centimètre cube de cette solution contient 0.434 gramme d'iodure de potassium.

Nous aurons, après mélange à volumes égaux des deux solutions, un complexe composé de :

0,30131 gramme de PbI^2;
0,13216 gramme de AzO^3K;
0,00053 gramme de $(AzO^3)^2Pb$;
0,88847 gramme de H^2O;

par centimètre cube. L'azotate de plomb et l'azotate de potassium restant en solution dans l'eau.

On remarque qu'il y a une légère quantité de nitrate de plomb non transformée. Cela a été fait intentionnellement, de façon à ce qu'une très légère erreur de mesure ne se traduise pas par un excès d'iodure de potassium qui viendrait dissoudre une partie de l'iodure de plomb produit.

Nous avons fait en sorte que la quantité d'eau contenue dans notre complexe permette son emploi sans aucune dilution supplémentaire C'est pourquoi nous injectons directement la totalité du mélange.

Toutefois, pour injecter des vaisseaux très fins, il est bon de diluer l'ensemble par une petite quantité d'eau pour en augmenter la fluidité et en faciliter ainsi la pénétration.

La tension superficielle de ce composé est voisine de celle de l'eau. Il peut donc se mêler sans inconvénient avec tous les produits aqueux rencontrés sur son passage, sans donner lieu, soit à des phénomènes de précipitation, soit à des phénomènes d'arrêt.

La constante d'opacité en épaisseur du complexe, calculée à l'aide des formules que nous avons établies, est de :

$$\Delta = 103\,315.$$

En réalité, on doit tabler sur une constante beaucoup plus élevée au niveau des vaisseaux de très petit calibre car ceux-ci sont totalement remplis d'iodure de plomb presque pur.

Cette masse doit être employée aussitôt que le précipité est formé, et après agitation pour avoir un mélange bien homogène; on profite ainsi de la finesse de granulation de ce produit à l'état naissant. Cela permet une bonne progression de la masse opaque, qui n'est pas arrêtée pour des raisons d'ordre mécanique dans des conduits de diamètre plus gros que les capillaires, sans cependant que ceux-ci soient dépassés.

Technique.

La technique d'injection de cette masse est très simple. Elle a d'abord l'avantage de se faire à froid et de ne nécessiter aucun lavage préalable des vaisseaux à injecter, car on est sûr qu'elle passera à peu près partout grâce à la présence d'une quantité d'eau importante, qui fait que sa tension superficielle est, à peu de chose près, égale à celle des liquides stagnant dans les capillaires.

On opère avec une seringue ordinaire, s'adaptant sur une canule introduite dans la lumière du vaisseau. Celle-ci peut être extrêmement fine, car les grains du précipité d'iodure de plomb, formant le fond opaque de la solution, sont extrêmement ténus et ne risquent pas de l'oblitérer par coincement. Nous avons employé, dans certains cas, des aiguilles à anesthésie dentaire qui sont parmi les plus fines que l'on puisse utiliser.

On prendra la précaution de lier le vaisseau sur la canule avant même de préparer la masse opaque.

Au moment de faire l'injection, on mélange une quantité égale des deux solutions décrites précédemment, on agite fortement le vase dans lequel se fait la réaction, de façon à obtenir un produit homogène et on dilue légèrement celui-ci par addition de quelques centimètres cubes d'eau si cela

est nécessaire; puis, sans attendre, on charge la seringue, on l'adapte sur la canule et on pousse doucement la masse dans les vaisseaux à remplir.

Un artifice permet d'obtenir une pénétration maximum. Il consiste à faire plusieurs fois au cours de l'injection de légers mouvements d'aspiration et de refoulement en agissant sur le piston de la seringue. On arrive ainsi à mobiliser les quelques caillots qui oblitèrent souvent les vaisseaux.

Une fois l'injection terminée, on retire en même temps seringue et canule tout en serrant une ligature installée d'avance.

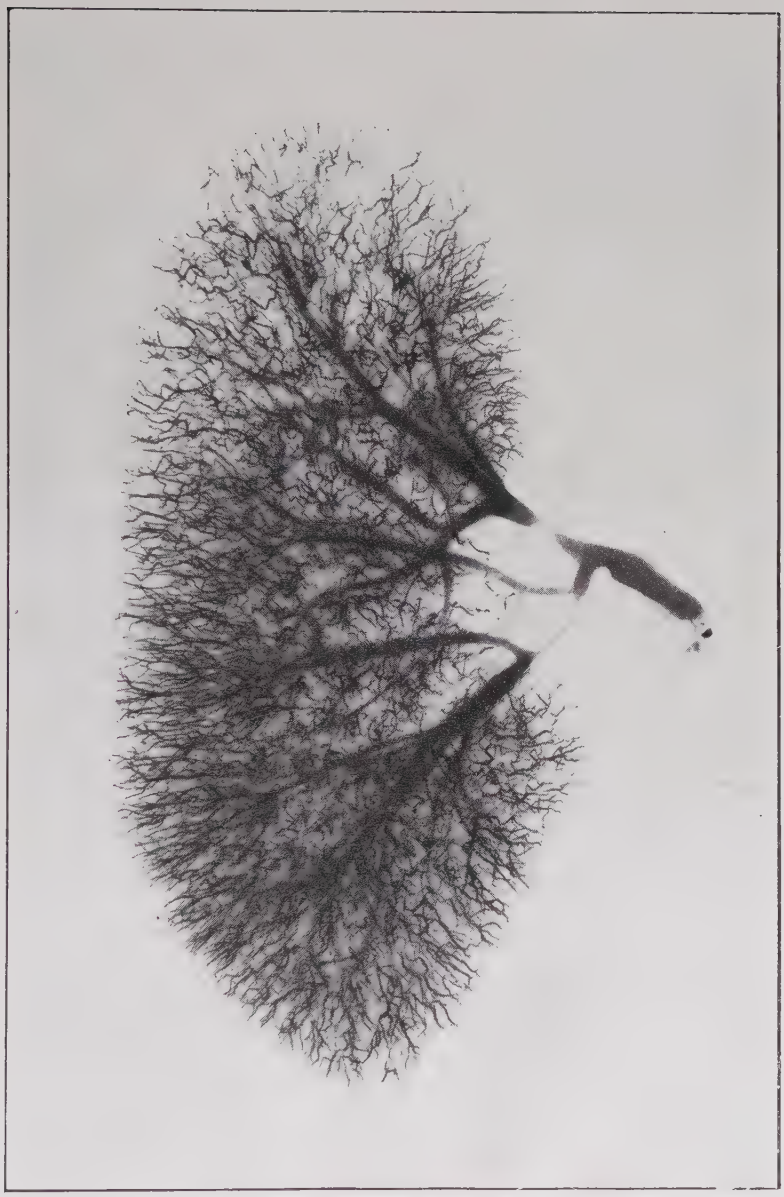
On aura soin, en préparant la pièce à injecter, de ne causer aucune lésion aux vaisseaux et de lier soigneusement tous ceux qui seraient soit sectionnés, soit détériorés, de façon à éviter toute issue de la masse à l'extérieur. Toutefois, on mettra à portée de la main quelques pinces à forcipressure, pour arrêter le liquide au cas où il trouverait un orifice d'écoulement.

La pression de l'injection ne devra pas dépasser une certaine valeur pour ne pas faire éclater les vaisseaux. L'opérateur la déterminera lui-même.

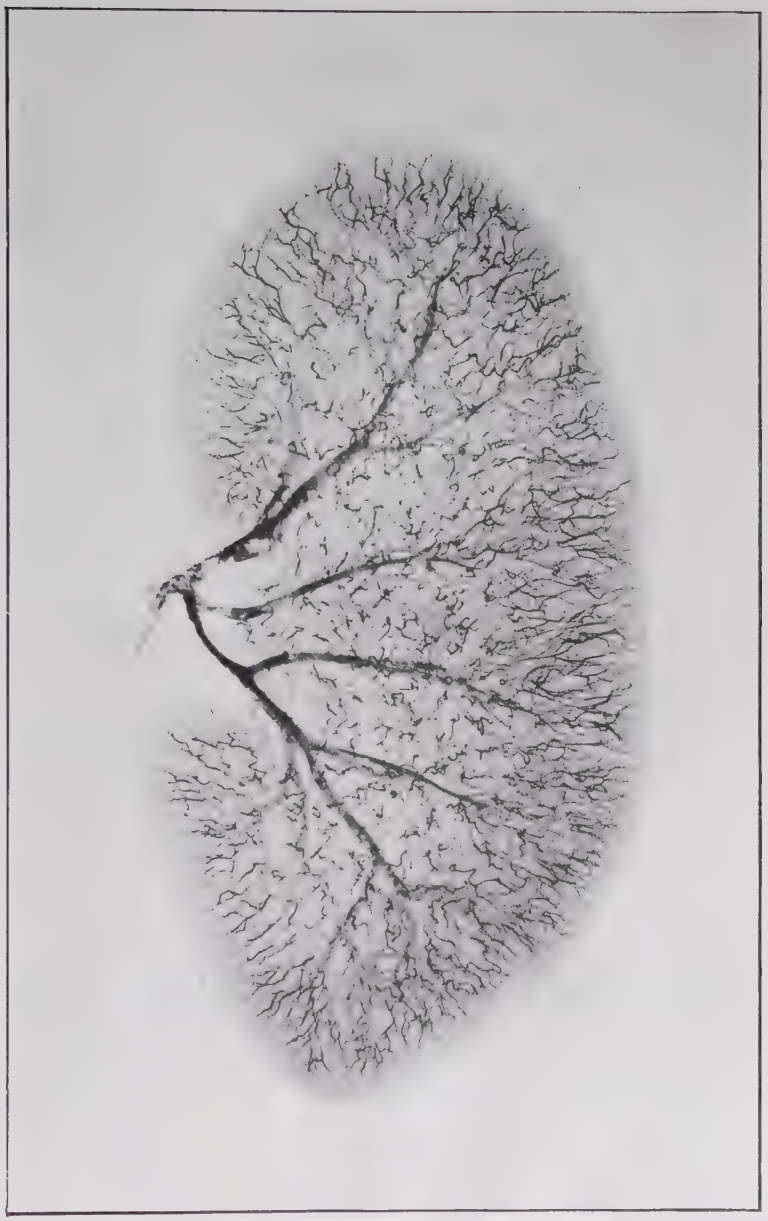
Au cas où, à la suite d'une circonstance quelconque, une certaine quantité de liquide opaque se serait répandue sur la pièce, il suffira pour l'enlever de laver celle-ci à grande eau, une fois l'injection terminée et les ligatures faites. La plupart du temps, en effet, on arrive à faire disparaître la presque totalité du produit opaque, et la faible pellicule qui peut rester visible à cause de sa teinte jaune ne constitue pas une gêne appréciable lors de la radiographie.

Travaux effectués avec la masse à l'iodure de plomb.

Les premiers clichés d'organes injectés par ce procédé furent faits en 1931 lors du concours de prosectorat. Les injections portaient sur les artères rénales de l'homme, du bœuf, du porc, du mouton et du chien. Sur tous les clichés, on

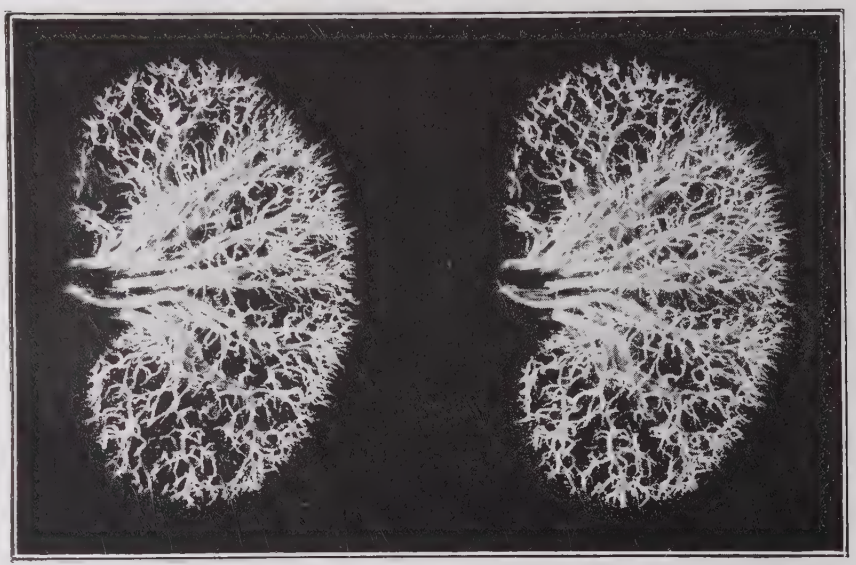


Artères du Rein de Porc
(avant dissection).
Procédé à l'Iodure de Plomb.



Artères du Rein de Porc
(après dissection).
Procédé à l'Iodure de Plomb.

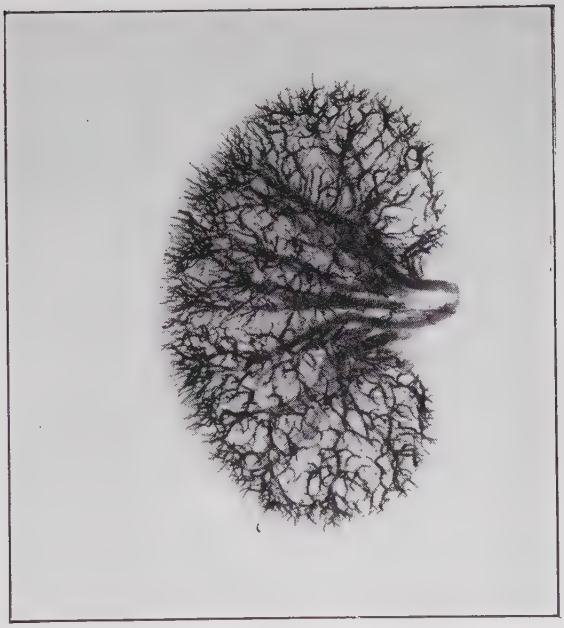
Artères du Rein de Chien — Stéréographie.



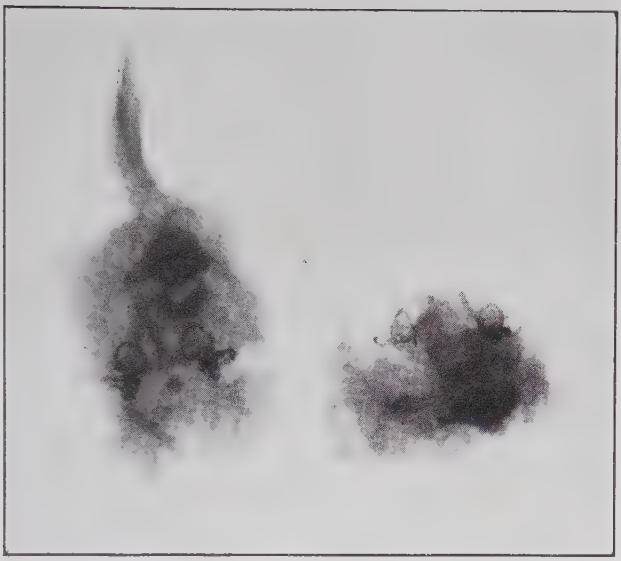
G D

Procédé à l'Iodure de Plomb.

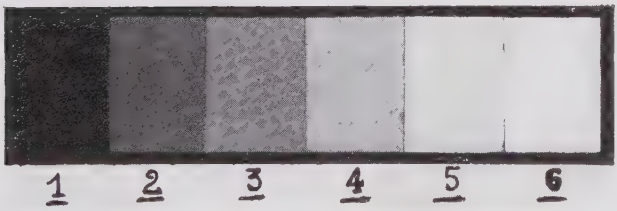
Artères de la Jambe du Nouveau-Né.
Procédé à l'Iodure de Plomb.



Artères du Rein de Chien.
Procédé à l'Iodure de Plomb.



Canaux semi-circulaires du Coq.
Procédé à l'Iodure de Plomb.



Echelle de teinte
des films radiographiques.

pouvait voir que les artères injectées étaient terminales. Et sur certains, ceux du porc en particulier, quelques artères glomérulaires étaient opacifiées.

Nous avons injecté en 1932 les artères de la choroïde, qui étaient examinées pour la première fois par ce procédé. C'est d'ailleurs pour elles que nous avons employé les aiguilles dentaires.

En 1933, des canaux semi-circulaires de différents mammifères et de l'homme furent opacifiés avec la même masse. Enfin, la même année, des injections furent poussées dans les voies excrétrices du pancréas et dans des jambes d'homme adulte et de nouveau-né.

Les dernières expériences ne nous conduisirent à aucun échec et on peut dire qu'à chaque injection la totalité du système à étudier a été opacifiée d'une façon correcte.

Nous publions à la fin de ce travail une série de radiographies obtenues en employant cette méthode d'injection. Il est cependant à regretter la perte de netteté résultant, d'une part, du tirage sur papier, et, d'autre part, du clichage. Ces deux raisons font que ces radiographies ne rappellent que de loin les clichés originaux.

CHAPITRE III

LA TECHNIQUE RADIOLOGIQUE APPLIQUEE AUX TRAVAUX ANATOMIQUES

Il nous a semblé intéressant de parler, à la fin de ce travail, des observations qui nous ont décidé à apporter quelques modifications à la technique radiologique courante. Nous donnerons ces diverses modifications qui nous ont permis de réaliser, de la façon la plus facile, des clichés intéressants, avec un minimum d'échecs.

Longueur d'onde utilisée en radiographie et radioscopie.

En examinant le tableau II, on voit la place qu'occupent, dans l'échelle des longueurs d'onde des vibrations électromagnétiques, celles qui sont utilisées en radiographie et radioscopie.

Elles couvrent l'espace compris entre 0,6 et 0,3 angström. On les a divisées artificiellement en trois groupes :

1° Le groupe oscillant autour de 0,5 angström, ou rayons X mous;

2° Le groupe oscillant autour de 0,4 angström, ou rayons X moyens;

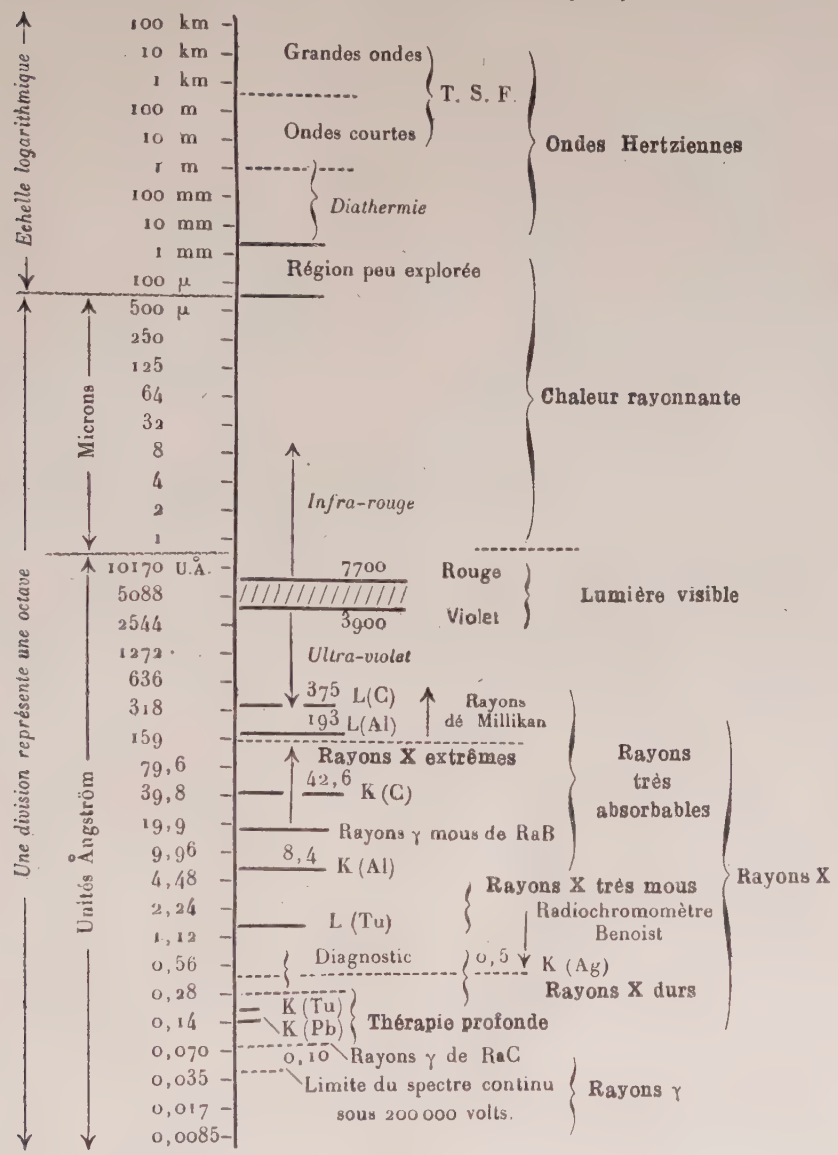
3° Le groupe oscillant autour de 0,3 angström, ou rayons X durs.

Dans ces deux branches de la radiologie, surtout à cause des générateurs employés, le rayonnement émis par l'ampoule est hétérogène. Sa valeur moyenne aux longueurs d'onde ci-dessus est fonction de la tension employée.

Le premier groupe est obtenu lorsqu'on applique aux

TABLEAU II

Echelle des longueurs d'onde des vibrations électromagnétiques, dans le vide



D'après Wolfers.

bornes du tube une tension allant de 40 à 60 kilovolts; le deuxième, une tension de 60 à 75 kilovolts, et le troisième, au-dessus de 75 kilovolts.

Choix d'une longueur d'onde en radio-anatomie.

En radio-anatomie, les pièces à radiographier étant immobiles, il est possible de faire des temps de pose considérables avec des rayons mous ou même très mous, et ainsi d'obtenir des clichés extrêmement contrastés.

Mais certains tissus plus opaques que les autres, l'os en particulier, sont quelquefois placés sur le trajet du rayon incident, il faut alors opérer avec un rayonnement assez pénétrant pour qu'ils ne se comportent pas comme de véritables écrans, masquant les ombres des régions placées devant ou derrière.

Nous insistons cependant pour l'emploi des rayons de grande longueur d'onde, chaque fois que cela est possible; non seulement pour des pièces très minces, présentant des parties assez denses pour permettre d'obtenir, même avec des tensions élevées, des clichés bien contrastés; mais surtout pour les pièces anatomiques de densité uniforme, et où l'on cherche à obtenir des contrastes uniquement par des différences d'épaisseurs souvent faibles.

Voile uniforme de certains clichés.

Il est une autre indication des tensions faibles qui prend une importance considérable en radio-anatomie.

Tous ceux qui ont eu à radiographier des pièces injectées au formol, imbibées d'eau ou chargées de graisse, ont été frappés par le voile grisâtre qui recouvrait entièrement les clichés et faisait disparaître les contrastes.

Ce phénomène est dû au rayonnement diffusé.

En effet, si nous reprenons la quatrième loi de l'absorption, nous constatons que cette diffusion est d'autant plus

considérable que le nombre atomique caractérisant les corps irradiés est plus faible. En opérant sur des pièces anatomiques nous nous trouvons très fréquemment dans les conditions d'application de cette loi, car, le formol, l'eau dont ces pièces sont imbibées, les graisses, sont des substances extrêmement riches en hydrogène. Ce corps, ainsi que nous l'avons déjà vu, fait exception aux règles de l'absorption par diffusion avec un coefficient double, et il possède le plus petit nombre atomique. On voit immédiatement l'importance que va prendre le rayonnement diffusé émis par lui, et, partant, l'origine du voile dont nous parlons.

Comment combattre le voile dû au rayonnement diffusé? — Plusieurs moyens s'offrent à nous.

Le premier nous est donné par la cinquième loi de l'absorption, qui nous apprend que le rayonnement diffusé est d'autant plus important que la longueur d'onde incidente est plus courte.

Nous aurons donc d'autant moins de rayons diffusés que la longueur d'onde incidente sera plus grande, c'est-à-dire que le rayonnement utilisé sera plus mou. De plus, étant de même nature que ce rayonnement, il sera moins pénétrant.

L'expérience nous a montré qu'en travaillant avec des rayons mous ou très mous chaque fois que cela était possible, on arrivait à atténuer fortement le voile, sans cependant le faire disparaître entièrement.

Le second procédé, à employer parallèlement au premier, consiste à éliminer le plus possible d'atomes H en laissant évaporer et sécher pendant quelques jours les pièces à radiographier.

Le troisième, à ne se servir que de pièces fraîches non fixées. C'est en opérant de cette façon que nous avons obtenu les meilleurs résultats.

Enfin la quatrième méthode, bien connue en radiologie clinique, et universellement employée, est l'utilisation du diaphragme antidiffusant de Bucky. Nous verrons plus loin

les raisons pour lesquelles on s'en sert peu en radiologie anatomique.

La déformation.

Nous dirons seulement, sans démonstrations spéciales car c'est évident, que les seules précautions à prendre pour réduire les déformations dues à la projection conique sont :

1° de rapprocher le plus possible le sujet à radiographier du foyer radiogène;

2° de rapprocher le plus possible le sujet à radiographier de la plaque.

Ces deux conditions sont réalisées au mieux au laboratoire d'anatomie de la Faculté de Bordeaux. L'installation est disposée de telle façon que la distance entre le tube à rayons X et la plaque photographique peut être portée à 3 m. 20.

De plus, cette disposition permet, sans déformation appréciable, l'emploi d'un diaphragme antidiffusant à grille oscillante établi spécialement. En effet, dans ce cas, la distance sujet plaque est toujours très petite comparée à la distance foyer sujet, contrairement à ce qui existe dans la pratique courante, où leur rapport atteint une valeur assez appréciable, du fait de la distance limite assez faible pour laquelle sont établis les appareils commerciaux.

La netteté.

Un autre argument en faveur d'un grand éloignement du tube radiogène et de la pièce à examiner est donné par la surface de projection en général assez grande du foyer radiant. C'est aux dimensions de celle-ci que l'on doit les phénomènes de pénombre qui, sur les clichés, arrivent à rendre flous ou à faire disparaître totalement les contrastes qui auraient dû montrer des régions opaques extrêmement fines, placées assez loin de la plaque. Ce phénomène est identique à celui produit par une source lumineuse.

Une autre cause du manque de netteté de certains clichés radiographiques est l'emploi d'écrans renforçateurs.

Certains de ceux-ci ont un grain assez appréciable qui cause par fluorescence un défaut de netteté, cependant peu marqué s'ils sont employés dans des cassettes qui les appliquent bien sur le film.

Mais, souvent, des cassettes sans détérioration apparente sont la cause de clichés flous uniquement parce qu'elles ne maintiennent pas les écrans correctement appliqués contre le film radiographique.

Ils impressionnent alors le film à distance, et le cliché a une netteté d'autant moins grande que le ou les écrans sont plus éloignés.

En radiologie clinique, on est presque obligé, pour raccourcir les temps de pose, d'employer ceux-ci.

En radio-anatomie, on s'en dispense la plupart du temps, car on peut augmenter le temps de pose d'une façon considérable sans inconvénients.

Méthode stéréo-radiographique.

Cette méthode est incontestablement plus intéressante que la radiographie plane habituelle, car elle permet l'examen dans l'espace de l'objet à étudier.

Dans la pratique radiologique courante, on se sert le plus souvent des abaques de Dioclès pour calculer le déplacement à faire subir à l'ampoule radiogène pour prendre les deux clichés qui constituent le couple stéréoscopique.

Ces abaques sont établies à partir d'un déplacement de 6 centimètres de l'ampoule pour une distance foyer plaque de 60 centimètres; ce qui implique la nécessité d'examiner tous les sujets à cette distance pour avoir une vision stéréoscopique normale.

A notre avis, du fait que certaines pièces anatomiques de petites dimensions sont examinées à des distances variant suivant leur grosseur, il y aurait intérêt à prendre les cou-

ples stéréoscopiques à la distance ordinaire d'examen, de façon à avoir l'effet stéréoscopique maximum pour cette distance, c'est-à-dire de façon à ce que l'angle des rayons visuels soit le même dans l'examen ordinaire et dans l'examen stéréoscopique.

Mais, pour avoir le moins de déformation possible et le maximum de netteté, il est recommandé de placer l'ampoule radiogène à une assez grande distance de la pièce à radiographier; un calcul est donc nécessaire pour obtenir la valeur du déplacement de cette ampoule, pour une base constituée par la distance à laquelle on examine normalement une pièce anatomique quelconque et pour laquelle on veut obtenir l'effet stéréoscopique maximum.

On exécute ce calcul à l'aide de la formule suivante :

$$D = \frac{E \times 6}{N}$$

où D est la distance en centimètres dont il faudra déplacer le tube entre le premier et le deuxième cliché;

E la distance en centimètres du tube au plan moyen de la pièce à radiographier;

et N la distance en centimètres à laquelle on examine normalement la pièce à radiographier.

Voici deux exemples de ce calcul :

1° Soit une pièce examinée normalement à 30 centimètres. Si nous voulons faire un couple stéréoradiographique l'ampoule étant placée à 2 m. 25 du plan moyen de cette pièce, le déplacement à donner au foyer radiant sera de :

$$\frac{225 + 6}{30} = 45 \text{ centimètres.}$$

2° Soit une autre pièce examinée normalement à 90 centimètres. Si on veut faire un couple stéréoradiographique, l'ampoule étant placée à 1 m. 75 du plan moyen de celle-ci, le déplacement à lui donner sera de :

$$\frac{175 \times 6}{90} = 11{,}6 \text{ centimètres.}$$

CONCLUSIONS

I. — Les corps opaques doivent leurs propriétés opacifiantes à leur coefficient d'absorption. Leur opacité est d'autant plus grande que le nombre atomique des éléments qui les constituent est plus élevé et que la longueur d'onde incidente est plus grande. Ce qui donne la possibilité, connaissant ces éléments, de choisir ceux qui donneront les meilleurs résultats en radiologie anatomique.

II. — Une masse opaque, injectée dans les vaisseaux ou les conduits de faible diamètre, pénétrera d'autant plus facilement que sa tension superficielle sera plus voisine de celle de l'eau ou des liquides qu'elle peut rencontrer.

III. — La porphyrisation des sels métalliques non solubles employés dans les injections vasculaires doit être suffisante pour obstruer seulement les capillaires sanguins.

IV. — Les masses à injecter employées jusqu'à présent dans l'étude des fins conduits ou des vaisseaux ont donné des résultats inconstants, parce qu'elles ne remplissaient pas les conditions énoncées plus haut.

V. — L'iodure de plomb employé à l'état de précipité naissant remplit les conditions d'opacité, de tension superficielle et de division.

VI. — En radiologie anatomique, il est nécessaire de modifier les techniques habituelles, soit pour éviter le rayonnement diffusé (fixation au formol), soit pour diminuer la déformation due à la projection conique, soit pour gagner en netteté, soit pour l'établissement de couples stéréoscopiques.

Vu : *Le Doyen*,
C. SIGALAS.

Vu, bon a imprimer :
Le Président,
F. VILLEMIN.

Vu et permis d'imprimer.
Bordeaux, le 5 avril 1934.
Le Recteur de l'Académie,
A. TERRACHER.

ERRATA

Page 30. La 14e ligne fait double emploi.

Page 30, 25e ligne, *au lieu de :* Lois de l'opacité en fonction *de* constantes d'opacité, *lire :* Lois de l'opacité en fonction *des* constantes d'opacité.

Page 31, 32e ligne, *lire :* $\frac{\Delta}{D} = N^3$.

Page 35, 1re ligne, *lire :* $C_1 = \frac{5}{8} = 0{,}625$.

Page 74, 7e ligne, *au lieu de :* 1° de rapprocher le plus possible, *lire :* d'éloigner le plus possible.

Colas

BIBLIOGRAPHIE

I. — Travaux anatomiques.

Aubourg (M.). — Radiographie d'une fistule injectée au sous-nitrate de bismuth. *Bull. de la Soc. de radiol. méd. de France*, 8 juin 1909.

Bader. — Voir Morris.

Bardeleben (Von). — Die Röntgenstrahlen in der Anatomie. *Deuts. med. Wochenschr.*, Berlin, 1905, p. 674.

Barret (G.). — Voir G. Leven.

Beck (E. G.) (North Chicago Hospital). — La radiographie des trajets fistuleux après injection de pâte bismuthée. *Arch. d'électr. méd. et physioth.*, t. CCLXXVII, 1917, p. 277.

Béclère (H.). — La radiographie cutanée. *Journ. de radiol. et d'électrol.*, t. IV, avril 1920, p. 145 à 150.

Bellocq. — Voir Dieulafé.

Bellocq et Dieulafé. — Etude radiographique du labyrinthe. *Assoc. franç. pour l'avanc. des sc.*, XL[e] session, Dijon, 1911.

Bellocq (Mme). — Vascularisation artérielle cutanée de la main et du pied. *Bibliogr. anat.*, t. XXIV, 1914, p. 31 à 36.

Bellocq (P.). — Radiographie stéréoscopique des artères du rein. *C. R. de l'Assoc. des anat.*, Rennes, 1912.

— Sur le mode de division et sur la systématisation des branches de l'artère rénale. *Bibliogr. anat.*, t. XXIV, 1914, p. 159 à 179.

— Contribution à l'étude anatomique de l'oreille interne osseuse chez l'homme adulte. Thèse Toulouse, 1918-1919.

Bellocq-Irague (Mme). — Sur la vascularisation de la peau du visage. *C. R. de l'Assoc. des anat.*, Rennes, 1912, p. 176 à 180.

Belou (Pedro). — Révision anatomique de la morphologie des artères sur la base de la diaphanisation des pièces anatomiques et de leur artériographie plane et stéréoscopique. *Bull. de l'Acad. de méd.*, 15 déc. 1931.

Bize (P.-R.). — Images radiographiques nécropsiques des ventricules et lacs de l'encéphale. *Arch. de méd. des enfants*, t. XXXI, juill. 1928.

Blum (R.). — Die Bedeutung der Röentgenstrahlen für die Erkenntnis der anatomischen, physiologischen und pathologischen Verhältnisse des menschlichen Körpers. Berlin, 1907.

Brauss. — Uber Photogramme von Metallinjectionen mittelst Röntgen-Strahlen. *Anat. Anz.* Iéna, 1895, p. 625 à 629.

Bretton. — Voir G. Worms.

Brocq, Heymann, Mouchet. — Les artères des nerfs. *Bull. et mém. de la Soc. anat. de Paris*, série 6, t. XVII, p. 215 à 223, avril 1920.

Brocq (P.) et Mouchet (A.). — Note sur les artères coronaires. *Bull. et mém. de la Soc. anat. de Paris*, série 6, t.XVII, p. 112 à 118, févr. 1920.

Brux (M.-D.). — Voir J.-B. Clendinnen.

Carrière (C.) et Tourneix (J.). — Note sur les artères du pied. juin 1912.

Castiaux. — Voir Gérard.

Caussade (G.) et Tardieu (A.). — Injection opaque du système vasculaire du poumon par la voie endoveineuse périphérique. *Bull. de la Soc. de thérapeut.*, 10 nov. 1926.

Cavalié. — Voir Marie.

Chaumet (G.), Heymann, Mouchet. — Note sur la topographie des artères des nerfs sciatiques. *Bull. et mém. de la Soc. anat. de Paris*, série 6, t. XVIII, p. 404 à 409, oct. 1921.

Clendinnen (G.). — Radiographie des artères intracraniennes. *Intércol. Med. Journ. of Austral.*, 20 déc. 1897.

Clendinnen (J.-B.) et Brux (M.-D.). — Démonstration des artères du fœtus par la skiagraphie. *Intercol. Med. Journ. of Austral.*, 20 oct. 1896.

Codman. — Experiments on the application of the Roentgen rays to the study of anatomy. *Journ. Exper. Med.*, New-York, 1898, p. 383 à 391.

Contremoulins. — Voir Rémy.

Corsy (F.). — Contribution à l'étude de la circulation artérielle du pied chez le nouveau-né. *Bibliogr. anat.*, t. XXIII, 1913, p. 54 à 65.

Cossa. — La ventriculographie. Thèse Paris, 1928.

Cottenot et Fidon. — Etude radiologique du rocher et de la mastoïde. *Bull. de la Soc. de laryng. des hôp.*, 21 mars 1928.

Descomps (P.), Falletans (G. de), Lalaubie (G. de). — Technique pratique pour injections et radiographies de pièces anatomiques. *Bull. et mém. de la Soc. anat. de Paris*, série 6, t. XII, p. 493 à 496, mai 1910.

Dias (Almeida). — Voir Egas Moniz.

Dieulafé. — Voir Bellocq.

Dieulafé (L.). — Les artères du pharynx. *Bibliogr. anat.*, t. XVI, fasc. 3, 1907, p. 190 à 194.

Dieulafé (R.). — Connexions vasculaires de l'appareil thyro-parathyroïdien. *C. R. de l'Assoc. des anat.*, Nancy, 1932, p. 233 à 239.

Dieulafé et Bellocq. — Note sur l'anatomie chirurgicale de l'oreille moyenne. *C. R. de l'Assoc. des anat.*, Paris, 1911, p. 58 à 67.

Dieulafé et Durand. — Sur les vaisseaux de la peau. *C. R. de l'Assoc. des anat.*, Bordeaux, 1906, p. 75 à 76.

Dieulafé et Mathieu. — Sur la topographie du pancréas. *C. R. de l'Assoc. des anat.*, Bordeaux, 1906, p. 59 à 62.

Dor (J.). — Voir M. Salmon.

Dubecq (M.-X.-J.). — Contribution à l'étude de la vascularisation artérielle du cœur par la méthode radiographique. Thèse Bordeaux, 1919-1920, n° 142.

Durand. — Voir Dieulafé.

Dyakonoff. — Sur l'application de la photographie par les rayons X pour la préparation de planches anatomiques. *Khirurgia*, Moscou, 1897, p. 93 à 96.

Eccles et Finzi. — Skiagrams to show the value of a knowledge of depth in anatomy. *Proc. Anat. Soc. Gr. Britain et Ireland*, Londres, 1915, p. 13 à 15.

Escande (Fr.). — Voir A. Mouchet.

Falletans (G. de). — Voir P. Descomps.

Faxton et Gardner (F.). — Pneumographie intra-cérébrale (traduit par F. Piéchaud). *Journ. de méd. de Bordeaux*, 10 mars 1922, n° 5, p. 151.

Fidon. — Voir Cottenot.

Finzi. — Voir Eccles.

Flèche. — Recherches anatomiques sur l'artère linguale et ses branches. Thèse Bordeaux, 1910-1911.

Garcin (J.). — Anatomie radiologique des poumons. Les arborisations pulmonaires. *Journ. de radiol. et d'électrol.*, t. VIII, janv. 1924, p. 35 à 41.

— Contribution à l'étude de l'anatomie radiologique des poumons. La visibilité des veines pulmonaires. *Bull. de la Soc. de radiol. méd. de France*, n° 112, oct. 1924, p. 158.

Garein (M.). — Arborisations pulmonaires. *Bull. de la Soc. de radiol. méd. de France*, 10 juill. 1923.

Gardner (F.). — Voir Faxton.

Gérard. — La voûte artérielle sus-pyramidale existe-t-elle ? *C. R. de l'Assoc. des anat.*, IV[e] session, Montpellier, 1902, p. 175.

Gérard et Castiaux. — Sur les territoires artériels du rein de quelques mammifères et de l'homme. *C. R. de l'Asoc. des anat.*, V[e] session, Liége, 1903, p. 208 à 221.

— La circulation veineuse du rein chez quelques mammifères et chez l'homme. *C. R. de l'Assoc. des anat.*, VI[e] session, Toulouse, 1904, p. 162 à 166.

Gradenwitz (A.). — Transparent anatomical preparations; seeing through bone without X-rays. *Scient. Am. Suppl.*, New-York, 1912, p. 68.

Grégoire (R.). — Circulation artérielle et veineuse du rein. *Bull. et mém. de la Soc. anat. de Paris*, série 6, t. VIII, p. 193 à 207, mars 1906.

Halluin (d'). — La radiographie stéréoscopique et l'étude du système vasculaire. *Journ. belge de radiol.*, t. V, fasc. I, 15 févr. 1911, p. 7 à 31.

Hasselwander. — Ueber die Methodik des Röntgenverfahrens in der Anatomie. *Verhandl. d. anat. Gesellsch.*, Iéna, 1912, p. 69 à 81.

Heymann. — Voir Brocq.

— Voir G. Chaumet.

Hildebrand, Scholz, Wieting. — Das Arteriensystem des Menschen. Sammlung v. stereoskopischen Röntgenbildern. Wiesbaden, 1904.

Irague (Mlle). — Les artères du cuir chevelu. *C. R. de l'Assoc. des anat.*, Paris, 1911, p. 177 à 180.

Juillet (A.). — Voir L. Vialleton.

Kaestle. — Emploi de l'oxyde de zirconium comme corps opaque en radiologie. *Münch. Med. Wochenschr.*, 14 déc. 1909.

Laguesse (E.). — Les techniques anatomiques. Les rayons de Röntgen en anatomie. *Rev. générale des sc. pures et appliquées*, 30 déc. 1906.

Lalaubie (G. de). — Voir P. Descomps.

Lehmann (R.). — Voir Ch. Lestocquoy.

Lestocquoy (Ch.) et Lehmann (R.). — Etude radiographique et anatomique du médiastin. Contribution à l'étude de l'adénopathie trachéo-bronchique. *Journ. de radiol. et d'électrol.*, t. XIII, juin 1929, p. 277 et 284.

Leven (G.) et Barret (G.). — Mélange opaque pour l'examen de l'estomac. *Arch. d'électr. méd. et physioth.*, t. XVI, févr. 1908, p. 151.

Lheureux (C.-H.-R.). — Circulation artérielle auriculaire. Ses rapports avec le faisceau de His. Thèse Lille, 1911-1912, n° 33.

Lichtemberg (M.). — Pyélographie au collargol à 5 p. 100. Strasbourg, VI[e] Congrès de la Soc. Roentgen allemande, avril 1910.

Lima (Almeida). — Voir Egas Moniz.

Lomon (M.). — Radiographie des vaisseaux de la région cervicale. *Bull. de la Soc. de radiol. méd. de France*, 13 déc. 1910.

Looten. — Recherches anatomiques sur la circulation artérielle du cerveau. Thèse Lille, 1905-1906, n° 34.

Marie et Cavalié. — Application de la radiographie à l'étude des vaisseaux lymphatiques. *Arch. méd. de Toulouse*, t. V, 1er juin 1899, p. 232 à 235.

Massé (J.-A.-L.). — Sur le rétablissement de la circulation collatérale après ligature de l'artère axillaire. Thèse Bordeaux, 1924-1925, n° 88.

Mathieu. — Voir Dieulafé.

Melnikoff (Alexander). — Sur l'exploration des vaisseaux des organes au moyen des rayons de Roentgen. *Fortschr. auf d. Geb. der Röntg.*, Bd. 31, Hft. 5-6, mars 1924.

Moniz (Egas), Dias (Almeida), Lima (Almeida). — La radio-artériographie et la topographie cranio-encéphalique. *Journ. de radiol. et d'électrol.*, t. XII, févr. 1928, p. 72 à 82.

Morris et Bader. — Comparaison de la percussion et de l'examen aux rayons X après injection dans le péricarde. *Arch. d'électr. méd. et physioth.*, t. XXVIII, 1918, p. 181.

Mouchet. — Voir Brocq.

— Voir G. Chaumet.

Mouchet (A.). — Etude radiographique des artères du cerveau. Thèse Toulouse, 1910-1911, n° 955.

— Voir P. Brocq.

Mouchet (A.) et Escande (Fr.). — Caractères morphologiques des artères striées chez l'homme et quelques mammifères. *C. R. de l'Assoc. des anat.*, Bruxelles, 1910, p. 46 à 56.

— Les artères du cervelet étudiées par la radiographie. *C. R. de l'Assoc. des anat.*, Paris, 1911, p. 198 à 204.

Mouchet (A.) et Noureddine (A.). — Note sur les artères auriculaires chez l'homme. *C. R. de l'Assoc. des anat.*, Bordeaux, 1929, p. 367 à 376.

Neil Mac Leod. — Un bon excipient pour injecter les fistules à radiographier. *Arch. of Radiol. and Electroth.*, n° 232, nov. 1919, p. 190 à 192.

Noureddine (A.). — Voir A. Mouchet.

Orin (H.-C.). — Etude radiologique du système vasculaire après injection. *Arch. of Radiol. and Electroth.*, n° 224, mars 1919, p. 322 à 330.

Parker (G. H.). — Notes on Röntgen-ray injection masses. *Anat. Record., Philadelphie*, 1913, p. 247 à 249.

Pissavy et Saidmann. — Les injections radio-opaques en anatomie pathologique. *Presse médicale*, n° 50, 22 juin 1921, p. 494 à 496.

Rémy et Contremoulins. — Emploi des rayons X pour les recherches anatomiques; angiologie; développement, ossification, évolution des dents, etc. *C. R. de l'Acad. des sc.*, Paris, 1896, p. 711.

Rouslacroix. — Exploration des artères coronaires du cœur par l'injection lipiodolée. *Bull. de la Soc. de biol.*, 1925, n° 36, p. 1446.

Rudis-Jicinsky. — The X-ray in the study of normal anatomy. *Iowa M. J.*, Des Moines, 1902, p. 179 à 182.

Saidman. — Voir Pissavy.

Salmon (M.) et Dor (J.). — Artères des muscles, des membres et du tronc.

Scholz. — Voir Hildebrand.

Severeau. — La radiographie dans l'étude de l'anatomie. *Spitalul.*, Bucarest, 1904, p. 611 à 622.

Soulié. — Sur les indications de la radiographie stéréoscopique à l'étude des artères des os (note technique). *Bull. de l'Assoc. des anat. de Toulouse*, 1904, p. 172 à 174.

Soulié et Tourneux. — Sur le mode de distribution des vaisseaux veineux dans le foie. *C. R. de l'Assoc. des anat.*, Bordeaux, 1906, p. 47 à 50.

Stieda (L.). — Ueber die Erfolge der Röntgenuntersuchung für die Anatomie. *Anat. Anz.*, Iéna, 1905, p. 238 à 240.

Tardieu (A.). — Voir G. Caussade.

Thoyer-Rozat (P.). — Contribution à l'étude anatomo-radiologique de l'aorte, de l'artère pulmonaire et de la veine cave inférieure. Thèse Paris, 1918-1919, n° 239.

Tourneix (J.). — Voir C. Carrière.

Tourneux. — Voir Soulié.

Vialleton (L.) et Juillet (A.). — Sur la technique des injections d'alliages fusibles en anatomie microscopique. *Bull. de la Soc. de biol.*, 1911, t. LXXI, p. 249.

Waldeyer. — The relations of anatomy to other sciences. *Congrès internat. des arts et des sciences*, Londres, 1908, p. 361 à 377.

Wenckebach (K. F.). — Das stereoskopische Röntgenverfahrhen als Hilfsmitel bei der anatomischen Forschung. *Zeitschr. f. ang. Anat.*, Berlin, 1913, p. 102 à 104.

Wieting. — Voir Hildebrand.

Worms (G.) et Bretton. — L'artériographie cranio-encéphalique. *Bull. de la Soc. anat. de Paris*, 29 mars 1928.

II. — Physique des rayons X.

Auren (Tycho E). — L'absorption des rayons X. *Pilosoph. Magaz.*, t. XXXVII, févr. 1919, p. 165 à 207.

Benoist (L.). — Lois de transparence de la matière pour les rayons X. *Bull. de l'Acad. des sc.*, 4 mars 1901.

— Transparence de la matière pour les rayons X. *Bull. de la Soc. franç. de phys.*, 5 juill. 1901.

— Lois de transparence de la matière pour les rayons X. Applications à la radiologie médicale. *Arch. d'électr. méd. et physioth.*, 15 mai 1902, p. 257 à 267.

— Nouvel exemple d'application numérique des lois générales de transparence de la matière aux rayons X. *Ibid.*, n° 116, août 1902.

Blythswood (Lord) et Marchant (E. W.). — Absorption des rayons de Roentgen par les solutions aqueuses des sels métalliques. *Proc. of the Royal Soc. of London*, anal. in *Journ. de phys.*, mai 1900, p. 306.

Broglie (L. de). — Sur l'absorption des rayons X par la matière. *Bull. de l'Acad. des sc.*, 6 déc. 1920.

Broglie (M. de). — Les rayons X. Paris, Presses Universitaires de France, éd. 1922.

Bronkhorst. — Kontrast und Schärfe im Röntgenbilde. *Fortchr. Röntgenstr.*, 1927, Erg.-Bd. 39.

Chaumet. — Etude simplifiée des notions actuelles sur la nature des rayons X. Paris, Vigot, 1928.

Clung (R. K. Mc) et Intosh (D. Mc). — Absorption of Roentgen rays by aqueous solutions. *Philosophh. Magaz.*, série 6, t. III, janv. 1902, p. 68 à 69, anal. in *Journ. de phys.*, juill. 1902.

Dauvillier. — Voir Ledoux-Lebard.

Duane (W.) et Shimizu (Takeo). — Sur les fréquences d'absorption des rayons X, caractéristiques des éléments. *Physical Rewiew*, t. XIV, déc. 1919, p. 522 à 524.

Eggert (John). — Introduction à la photographie radiologique. Edit. franç. Agfa.

Hébert (A.) et Reynaud (G.). — Sur l'absorption des rayons X par les sels métalliques. *Bull. de l'Acad. des sc.*, 18 févr. 1901.

Houlevigue (L.). — Comment les rayons X ont permis d'identifier le rhénium et le masurium. *La Science et la Vie*, t. XLI, n° 176, févr. 1932, p. 104.

Intosh (D. Mc). — Voir R. K. Mc Clung.

Kaye (G. W. C.). — Radiologie et physique. *Journ. de phys.*, t. IV, avril 1923, p. 156.

Ledoux-Lebard. — Manuel de radiodiagnostic clinique. Paris, Masson et Cie, édit., 1933.

Ledoux-Lebard et Dauvillier. — La physique des rayons X. Paris, Gauthier-Villars, 1924.

Marchant (E. W.). — Voir Lord Blythswood.

Mazérès. — Sur les phénomènes radiographiques, lois quantitatives, monogrammes. *Arch. d'électr. méd. et physioth.*, mars 1920, p. 65 à 84; avril 1920, p. 107 à 117.

Reynaud (G.). — Voir A. Hébert.

Schinz (H. R.). — Lehrbuch der Röntgendiagnostik. Leipzig, éd. 1928, 1 vol.; éd. 1932, 2 vol.

Shimizu (Takeo). — Voir W. Duane.

Walther (Hambourg). — Sur les meilleures formules permettant de déterminer l'absorption des rayons de Roentgen dans une substance choisie à volonté. *Fortschr. auf dem Gebiete der Röntgenstr.*, Band XXXV, mars 1927, Heft 5, p. 5.

Warner (G.) (Chicago). — Les absorptions des rayons X par la peau, la graisse et les muscles comparées à différentes épaisseur d'aluminium. *The Amer. Journ. of Roentgenol.*, 1919, vol. VI, n° 11, p. 566 à 567.

Wolfers (F.). — Eléments de la physique des rayons X. Paris, J. Hermann, 1928.

18.482. — Bordeaux, Imprimerie-Librairie de l'Université, 6, pl. St-Christoly. — 1934.